

2 JP07-222712

F14

Uniformity

Publication Number	Date filed	Status	Title	Inventors	Translation
JP07-222712	February 10, 1994	Applic.	Fluorescent Endoscope System	Kaneko* Ueda* Yoshihara† Iida Takehana* Ooaki Magai Nakamura† Washitsuka	Machine, Tomomi, claims by COJK

BEST AVAILABLE COPY

2.1 DESCRIPTION

This is a very long patent application (~150 pages). It is referred to by JP10-225426. Kaneko, et al, also incorporated many of the elements of this patent into the US patent (US5749830).

The patent application addresses a number of issues, but in particular describes methods to improve the uniformity of the fluorescence image brightness. There is one claim and a large number of additional remarks that read like claims.

The first embodiment [0011] (Figures 1-2) addresses the case in which there is a non-uniformity in fluorescence image brightness due to variation in properties of the endoscope light guide. (i.e. non-uniformity in the excitation light being emitted by the endoscope could subsequently give rise to a non-uniform brightness in the fluorescence image) This embodiment describes a fluorescence imaging system that utilizes a laser as a fluorescence excitation light source and that has a means of monitoring and controlling the distribution of the excitation light illuminating the tissue. The light from the laser is first expanded with a beam expander before being focussed onto the endoscope light guide by a converging lens whose position is adjustable. The distribution of the excitation light being emitted from the endoscope is adjusted for each endoscope prior to clinical use by imaging a fluorescent standard and adjusting the lens position for maximum uniformity. In a modification of the first embodiment [0018], each endoscope incorporates a bar code, which is used to tell the imaging system, which endoscope is in use and what the corresponding light distribution requirements are. The converging lens then automatically adjusts itself to the appropriate position for that endoscope.

The second embodiment [0023] (Figure 3) describes a similar fluorescence imaging system with an endoscope designed for optimum transmission of red light through the fiberoptic imaging bundle. The center fibers of the imaging bundle are 7.5 microns in diameter and the peripheral fibers are 8 micron in diameter. An objective lens at the distal tip of the fiberoptic imaging bundle projects the fluorescence image rays onto the fibers. The critical angle (angle at, which a light ray travelling down the fiber is completely reflected off of the inside of the fiber wall) is larger in the larger diameter fibers for the same thickness cladding. By placing such fibers on the periphery of the imaging bundle, where the angle of

THIS PAGE BLANK (USPTO)

incidence of a fluorescence image light ray is larger, less red light will leak through the walls of the peripheral fibers. This has the effect of making the red image have the same uniformity as the green image.

The third embodiment [0038] (Figures 4-5) describes a similar fluorescence imaging system that has an endoscope with an optical filter in front of the image guide. This filter is designed to correct the light distribution by transmitting less light in the center than at the edges. The filter may also have wavelength dependent characteristics (or consist of two filters) such that the absorption characteristics for red light are different than for green light. The filter may also be provided in the ocular portion of the endoscope. A modification of the third embodiment [0045] incorporates an optical-axis conversion device in front of the image guide to make the optical axis of the image perpendicular to the fiber ends, thus eliminating absorption of the red.

The fourth embodiment [0048] (Figures 6-8) describes a similar fluorescence imaging system that has an image processing system and look-up tables for each detected wavelength that allow correction of the light distribution of the image, based on a calibration performed prior to the case. As a modification to the fourth embodiment [0055], the look up tables apply the transformation $R' = f_1 R$ and $G' = f_2 G$ to the image data in a circular ring fashion.

As an aside, the patent describes the problem [0057] (Figures 9-11) of visualizing non-fluorescing items, such as forceps, during fluorescence imaging and suggests applying fluorescent paint or making them out of fluorescent materials. It is suggested that the material fluoresce at a different wavelength than tissue.

Another issue is addressed [0061] (Figure 12) – the effect of room light transmitted through the body on the fluorescence image. The patent suggests that the fluorescence imaging system incorporate a sensor to detect the brightness of the room light and utilize that sensor to adjust the gain of the image intensifier.

Another issue is that the fluorescence camera is large and not designed to be sterilized [0063] (Figure 13). The solution provided is to attach an image guide to a rigid endoscope so that the camera can be mounted remotely from the sterile area.

Another embodiment [0079] (Figure 14 - 16) incorporates both white light and fluorescence imaging and includes a mode switch. Mode-switching is accomplished by moving mirrors in both the light source and the camera. The fluorescence camera detects images in two wavelength bands using a rotating filter in front of one image intensifier. The system can operate in a mode to manually switch between fluorescence and white light imaging or in a rapid automatic switching mode so that both white light and fluorescence images can be simultaneously displayed. A uniform sheet of fluorescence material is utilized to calibrate the fluorescence intensity distribution. The fluorescence intensity distribution is corrected by summing adjacent pixels (i.e. spatial integration) in square blocks until the sum is greater than a pre-defined threshold to improve the signal-to-noise ratio. Alternatively [0119], the pixel unification may take place in rectangular or oblong blocks.

A light source that incorporates two excitation light sources is described [0122] (Figure 17). The two excitation light sources have different wavelengths – one is utilized for tissue autofluorescence and one is used for drug-induced fluorescence. Mirrors are used to select, which light source is in use.

Another fluorescence imaging system is described [0131] (Figure 18) that utilizes a light source with only one Xenon lamp (i.e. no laser). In order to produce enough power for fluorescence imaging, the

THIS PAGE BLANK (USPTO)

Xenon lamp is pulsed during fluorescence imaging, if extra brightness is required to produce a satisfactory image.

A first embodiment of a fluorescence endoscope apparatus that is capable of simultaneously performing fluorescence imaging and laser therapy is described [0150] (Figure 19). This embodiment is essentially a fluorescence/white light imaging system with mode-switching, where laser therapy is performed by means of a probe inserted into the biopsy channel.

A second embodiment of a fluorescence endoscope apparatus that is capable of simultaneously performing fluorescence imaging and laser therapy is described [0176] (Figure 20). This embodiment is similar to the previous one, except that it also incorporates control of the therapy laser in accordance with the state of the fluorescence image. Essentially, an area can be treated only if it appears red under fluorescence observation.

A third embodiment of a fluorescence endoscope apparatus that is capable of simultaneously performing fluorescence imaging and laser therapy is described [0185] (Figure 21). This embodiment is similar to that of Figure 20 except that during laser therapy, the system switches to a white light display while continuing to control the laser based on a fluorescence image. (i.e. the system must be rapidly switching modes such that both white light and fluorescence images are acquired).

In [0191] (Figure 22), an embodiment is described in which an infrared light source and camera are added to a fluorescence imaging system to correct the fluorescence image for blood volume.

Section [0205] (Figures 23 and 24) describes a modification to an endoscope in which the excitation light is transmitted and emitted by a light guide assembly that is external to the endoscope. The external light guide assembly contains more than one light guide and lens assembly (for example excitation light is shown emitting from two or four locations). This type of light guide is intended to improve the uniformity of the illumination for fluorescence imaging. The external light guide assembly forms a guide tube for insertion into the trachea. In this embodiment, there are separate light guides for fluorescence and white light. The switching of imaging modes involves turning on either the white light source or the blue light laser source.

In another embodiment [0213] (Figure 25), a "baby" endoscope is inserted into the working channel of a larger endoscope. The larger endoscope is used for white light imaging and the baby endoscope for fluorescence imaging.

Another embodiment [0235] (Figures 26-28) describes a fluorescence imaging system that can be utilized in solid organs such as the liver. The distal end of the endoscope incorporates a transparent device whose purpose is to create a space within the tissue.

This same idea of a transparent cover to create space can also be implemented in a side viewing or front diagonal viewing endoscope as discussed in [0257] (Figures 29-34).

In another embodiment [0260] (Figures 36-37), a transparent balloon is utilized as the space forming element.

The issue of obtaining a suitable fluorescence image regardless of the distance between the endoscope and the tissue is addressed in three further embodiments of a fluorescence/white light endoscopy system [0270] (Figures 38-45). In the first embodiment, the system incorporates an automatic gain control circuit (AGC), which controls the gain of the intensifier based on a comparison of the intensity of

THIS PAGE BLANK (USPTO)

fluorescence light and a reference value. In other words, the gain is controlled so that the peak value of the image brightness does not exceed a limit value. Alternatively, the average value of the intensity of fluorescence light is controlled via a diaphragm positioned in front of the intensifier. The system also incorporates an alarm that notifies the operator when the image intensifier gain is at maximum and fluorescence signal is too low. This notifies the operator to move the endoscope closer to improve the signal-to-noise level. The alarm is also used to indicate when the fluorescence image is saturating. The system also incorporates a head-mounted display, so that the image can be observed even if the operator changes position.

In a modification of this embodiment [0314] (Figure 40), the right eye portion of the head mounted display shows a fluorescence image and the left eye portion shows a normal (white light) image.

In another modification [0318] (Figure 41), the switching between white light and fluorescence imaging mode is controlled by a timing controller. (The description of this embodiment does not state this explicitly, but it implies that the switching is taking place automatically and rapidly). In the camera, a beam splitter is used to split off a portion of the fluorescence light, which is then further divided into two wavelength bands using a dichroic mirror. A pair of photodiodes is utilized to detect the fluorescence light in each of these wavelength bands, and then the ratio of the intensity in the two bands is calculated. This ratio is used to indicate whether or not a diseased area is present. If a diseased area is not present, the controller lengthens the time the white light image is acquired (compared to the time a fluorescence image is acquired), in order to improve the white light image quality. If a diseased area is present, the controller lengthens the time the fluorescence image is acquired, in order to improve the fluorescence image quality. In addition, the intensity of the excitation light source is controlled based on the strength of the fluorescence image signal.

In another modification of this embodiment [0324] (Figure 43) the white light CCD output signal is passed through a low pass filter and integrated. The resulting signal is utilized to control the brightness of the white light source by controlling a diaphragm. In addition, the integrated CCD signal is captured by a sample and hold circuit when an area of interest is being imaged and this integrated signal is compared to a predetermined level. The output of the comparator is used to control the gain of the image intensifier.

The third embodiment with, which a distance independent fluorescence image can be obtained is described in [0330] (Figures 44-45). Fluorescence and white light cameras are attached to both by the left and right optical channels of a stereoscopic rigid endoscope. In this way stereoscopic white light and fluorescence images can be obtained. A color white light image is obtained either by using a color CCD or by using a light source with a sequential red, green, and blue light output that is synchronized to the output of monochrome CCD.

Two embodiments that incorporate a function for aligning the positions of the fluorescence and white light images are described in [0356] (Figures 46-47). Such alignment is required when two separate endoscopes are utilized. In the first embodiment of this type, a white light image is observed via a rigid endoscope and both white light and fluorescence images are acquired through a rigid endoscope with a flexible end section. Light from the light source is emitted only by the rigid endoscope. The system automatically bends the flexible endoscope to maximize the image brightness, which results in both endoscopes observing the same area of tissue.

In the second embodiment of a system that aligns the positions of the fluorescence and white light images [0397] (Figure 47), the endoscope utilized for fluorescence imaging is also a rigid endoscope like

THIS PAGE BLANK (USPTO)

the first endoscope, but is attached to a manipulator. The manipulator moves the endoscope to maximize the image brightness, resulting in both endoscopes observing the same area of the tissue.

A final embodiment [0426], describes the use of a two dimensional lock-in amplifier as an alternative to using an image intensifier to amplify the weak fluorescence light. In this embodiment the area under observation is continuously illuminated with white light, while the excitation light intermittently illuminates the area in short (compared to 1/60 of a second) periods of light on and light off. A CCD acquires images during both the excitation light on and light off periods. A fluorescence image is then calculated by subtracting the image acquired during the period that light was off, from the image acquired during the period that the excitation light was on. An improved in signal-to-noise is thus claimed to be achieved.

THIS PAGE BLANK (USPTO)

UNEXAMINED JAPANESE PATENT NO. H07-222712

[Name of the invention]

Fluorescence Endoscope Apparatus

[Summary]

[Purpose]

To perform errorless and more accurate diagnosis by correcting the distribution of fluorescence light intensities to uniform beforehand.

[Summary of this invention]

Excitation light λ_0 is generated from the laser (8) (for example, a He-Cd laser with a wavelength of 442nm) which is built in the light source (2) and is transmitted the light guide (9) of the endoscope (3) through the light distribution adjustment means (6). The light distribution adjustment means (6) consists of the beam expander portion (10) and the movable converging lens (11). By the location of the lens (11) the light distribution of the laser beam can be changed. The intensity of the fluorescence light from the tissue by excitation light λ_0 at 442nm is strong in a normal area and the intensity of shorter wavelength is weaker in a diseased part. The ratio of the fluorescence intensity of an object 13 at wavelength λ_1 and wavelength λ_2 differs in the normal part and the diseased part. Therefore, it is possible to distinguish whether the area is normal or diseased by calculating the ratio of λ_1 and λ_2 .

[Claims]

[Claim 1]

A fluorescence endoscope apparatus for observing the fluorescence emitted from the tissue of a body cavity irradiated by excitation light having:

an image detecting means to obtain the distribution of the intensities of a fluorescence image;

a light distribution correcting means to change at least the light distribution of excitation light or an image correction

means to correct a fluorescence image by multiplying by a coefficient in each region of wavelength of a fluorescence image; and a control means to control either the light distribution means or the image correction means in order to make uniform the distribution of the intensities which is obtained by the image detecting means.

[Detailed description of invention]

[0001]

[Field of the invention]

This invention relates to a fluorescence endoscope apparatus which can obtain the fluorescence image by excitation light.

[0002]

[Prior Art]

In recent years, fluorescence images have been applied as a diagnostic technique, and development has been made of fluorescence imaging apparatus for observing these images. The area fluorescence is obtained via auto-fluorescence from a living body or via injecting a drug into a living body. The emitted light is detected as a two dimensional image. Using the fluorescence image thus obtained, a physician can diagnose the condition of disease; for instance, if cancer has developed, the degeneration of the tissue, the type of cancer and the invasion depth, and so forth.

[0003]

When irradiated with the excitation light, the living tissue emits fluorescence light with a wavelength longer than that of the excitation light. Among the fluorescence substances in a living body are NADH (nicotinamide adenine dinucleotide), FMN (flavin mononucleotide), and viridin nucleotide.

The interrelation between these endogenous substances emitting fluorescence light and diseases has been getting elucidated.

[0004]

Examples of drugs injected into the living body are HpD (hematoporphyrin), Photofrin, ALA((delta)-amino levulinic acid), etc. Since these drugs have a tendency to accumulate in cancerous or other diseased areas, observation of any of these drugs injected into the body helps diagnose a diseased area.

[0005]

The fluorescence intensity and the spectrum of auto fluorescence or of fluorescence light induced by drugs changes from a normal area to a diseased area. Consequently, detecting and analyzing the intensity of the fluorescence and the spectrum by an image can distinguish a normal area and cancerous area.

As for a diagnostic method, as shown in the Japanese Patent Application No. H05-304429 submitted by this applicant, the laser (an excimer laser, a krypton laser, a He-Cd laser, dye laser) of excitation light λ_0 (which is for example 350nm - 500nm) is irradiated to a diseased area. As shown in Fig. 48, the intensity of the fluorescence from a living tissue generated by excitation light λ_0 442nm is stronger in a normal area than that of a diseased area of shorter wavelength. In other words, the ratio of fluorescence intensity differs between a normal area and a diseased area so that they can be distinguished by obtaining the ratio of λ_1 and λ_2 in the drawing.

Fluorescence light is detected by a supersensitive camera (image intensifier) through two filters; one for a band between 480-520nm and one for a band over 630nm, and the image processing apparatus calculates a difference between each wavelength band of the image. According to the value, the pseudo-color display is used to distinguish; for example, the image is displayed in green for normal area and red for abnormal area.

[0006]

[Problem to be solved by this invention]

The endoscope comprises fibers for introducing light and a diffusion lens for irradiating the inside area of an organism and image transmitting fibers, an objective lens, an ocular lens, etc. for transmitting the reflected light or the fluorescence light to the outside of the organism for observation.

[0007]

These optical elements have characteristics that depend on wavelength such as dispersion and distortion that causes the distribution of the fluorescence light to be non uniform when the fluorescence observation is performed by the endoscope. In this case, there arises a problem in that whether or not the observed area is cancerous cannot be determined when there is a difference in the distribution of the intensity of fluorescence light among the detected wavelengths.

[0008]

With the background described above, the present invention is directed to providing a fluorescence observation apparatus which is capable of performing an errorless and more accurate diagnosis by correcting the uniformity of the distribution of fluorescence light intensity beforehand.

[0009]

[Means of solution of the problem]

A fluorescence endoscope apparatus of this invention, which irradiates excitation light to a body cavity and detect the fluorescence emitted from the area to be observed, comprising:
an image detecting means which obtains the intensity distribution of a fluorescence image;
a light distribution changing means to change the light distribution of excitation light at least or an image correction means to correct a fluorescence image by multiplying by a coefficient in every region;
a control means to control one of either the light distribution means or the image correction means in order to make the intensity distribution even which is obtained by the image detecting means.

[0010]

[Effect of this invention]

The fluorescence endoscope apparatus of this invention makes it possible to perform diagnosis with less error and higher accuracy by correcting the intensity distribution of the fluorescence image to be uniformed beforehand. By controlling at least one of the said light distribution means and the image correction means, the intensity of fluorescence image obtained by the said image detecting means by the said control means is made uniform.

[0011]

[Preferred embodiment of this invention]

Fig. 1 and Fig. 2 are related to the first embodiment of this invention. Fig. 1 shows the components of the first embodiment of the fluorescence endoscope apparatus. Fig. 2 shows the components of the principle part or a modification of the fluorescence endoscope.

[0012]

As shown in Fig. 1, the first embodiment of the fluorescence endoscope (1) comprises:

a light source (2) for generating excitation light;
an endoscope (3) for transmitting excitation light from the light source (2) into a living body and transmitting a fluorescence image outside of the living body;
a supersensitive camera (4) for recording a fluorescence image and transducing the fluorescence image into electrical signal, an image processor (5) for obtaining the fluorescence intensity distribution and calculating different images; and
a computer (7) for controlling the light distribution adjustment means (6) built in the light source (2).

[0013]

The excitation light λ_0 generated from the laser (8) which is built in the light source (2), and it is guided to the light guide (9) of the endoscope (3) via the light distribution adjustment means (6). (Examples of the laser can be a He-Cd laser with a wavelength in 442nm, an excimer laser, a krypton laser, and a dye laser with a wavelength in the range from 350nm to 500nm.)

The light distribution adjustment means (6) comprises a beam expander portion (10) and a movable converging lens (11), and which changes the light distribution of a laser beam by the position of the lens (11). The position of the lens (11) is controlled by the computer (7). The laser beam guided to the light guide (9) passes through the inside of the endoscope, and is expanded by a diffusion lens (12), then, an object (13) is irradiated with the beam. Fluorescence light emitted from the object (13) is made incident on a camera (4) via an objective lens (14), an image guide (15), and an ocular lens (16). An incident fluorescence image on the camera (4) is detected by a CCD (20) via a coupling lens (17), a rotation filter (18), and an image intensifier (19), and is converted to a video signal.

As shown in Fig. 48, the intensities of the fluorescence from a living tissue generated by excitation light λ_0 442nm are stronger in a normal area than that of a diseased area of shorter wavelength. In other words, the ratio of fluorescence intensity differs between a normal area and a diseased area so that they can be distinguished by obtaining the ratio of λ_1 and λ_2 in the drawing.

Therefore, a filter passing the light between 480nm to 520nm wavelength and a filter passing the light over 630nm wavelength are arranged on the rotation filter (18) alternately.

[0014]

A fluorescence image in 480–520nm wavelength and a fluorescence image with 630nm wavelength can be picked up alternately by rotating the rotation filter (18) rotated by the motor (21). In addition, the rotation of the motor (21) is controlled by the timing controller (22) which is controlled by the computer (7). The CCD (20) is actuated by the driver (24) through the timing controller (22).

[0015]

The fluorescence image detected by the CCD (20) is input in the image processor, and each wavelength band of the image is calculated. According to the result of calculation, the pseudo-color image is displayed on the monitor (23). On the other hand, the intensity distribution of the fluorescence image is analyzed by the computer (7) and the position of the lens (11) of the light source (2) is controlled so that the image has uniformed intensity distribution.

[0016]

Before an endoscope examination, the light distribution is adjusted on the standard photographed object (13). That allocation is maintained during the endoscope examination.

[0017]

According to the fluorescence endoscope apparatus (1) of this embodiment, the light distribution of the light source is changed based on a fluorescence image in order to obtain a high-quality fluorescence image even when the optical characteristic changes such as when a scope is exchanged.

[0018]

As a modification of the first embodiment, it can have a component that the type of endoscope is found beforehand by the barcode of an endoscope so that light distribution can be adjusted according to the type of endoscope. By having this, there is no need to adjust the light distribution before an endoscope examination mentioned in an example of the first embodiment.

[0019]

In other words, as the modification of the first embodiment as shown in Fig. 2, the connector (31) of the endoscope (3) is provided with:
a barcode (32) on which the type or the light distribution of the endoscope (3) is indicated;
a barcode scanner (33) to read the barcode (32); and
a computer (34) for controlling the light distribution adjustment means (6) which changes the light distribution to create an appropriate fluorescence image according to the data from the barcode (32).

[0020]

The connector (31) of the endoscope (3) is inserted in the light source (2). At this time, the barcode (32), which the type or the light distribution data of the endoscope (3) is described, is attached to the connector (31). The barcode (32) is read by the barcode scanner (33), and the computer (34) controls the light distribution adjustment means (6) based on this information.

[0021]

Consequently, the best light distribution can be obtained without adjusting the light distribution using the photographed object (13) beforehand.

[0022]

In addition, use of an 8 μ m or thicker element in the image fiber will enable further stable diagnosis to be performed using fluorescence light without decay of red wavelength longer than 600nm.

[0023]

Next, the second embodiment will be explained. Fig. 3 shows the components of the front part of endoscope of the fluorescence endoscope apparatus of the second embodiment. Since the components of the second embodiment are basically the same as the first embodiment, the same symbols will be utilized for the same parts and the explanation of those will be omitted. Differences between the first embodiment will be described.

[0024]

An endoscope having the image guide has an arrangement that the number of fibers constituting the image guide is increased by reducing the outer diameter of each fiber to 7.5 μ m. Although the reduction in the diameter of the fiber has slightly lowered the efficiency of transmitting red light in the periphery of the image guide, the normal endoscope observation has no problem from the foregoing fact.

[0025]

However, a technology for diagnosing a diseased area, such as a cancer, by using fluorescence light involves inter-wave calculations in order to obtain the difference between green wavelength region and red wavelength region. Thus, the deterioration in the efficiency of transmitting red light in the periphery of the image guide raises a risk that the discrimination between a diseased area and a healthy area is performed erroneously.

[0026]

Accordingly, a fluorescence endoscope apparatus of the second embodiment comprises the image guide constituted in such a manner that the efficiency of transmitting red light in the periphery area of the image guide can be improved and

thus the discrimination between a healthy area and a diseased area can be accurately be performed while improving the resolution by increasing the number of fibers.

[0027]

That is, optical fibers constituting the image guide are arranged such that optical fibers having red wavelength characteristics are increased in the periphery area of the image guide as compared with that of the optical fibers placed in the central area of the image guide.

[0028]

Even if light beams in the periphery of the image guide are made incident on the surfaces of the optical fibers, omission of red light beams can be satisfactorily be prevented because the red band regions are increased in the optical fibers. As a result, a diseased area and a healthy area can be determined regardless of the position of the area to be observed.

[0029]

As a result, in the fluorescence endoscope apparatus of the second embodiment, the decay of red light beams in the periphery can be prevented while improving the resolution by increasing the number of fibers because the efficiency to transmit the red region in the periphery can be improved. When a diseased area and a healthy area are determined in accordance with the ratio of green and red light beams for example, excellent discrimination between the two can be performed on the overall observed region because the efficiency for transmitting green and red beams does not deteriorate in the peripheral area.

[0030]

Details of the second embodiment will be explained. Fig. 3 (a) and (b) illustrates the distal portion of an endoscope and the distribution of the image guide in sectional view. Fig. 3 (c) illustrated the wavelength characteristics of optical fibers.

[0031]

As shown in Fig. 3, the distal portion of the endoscope (3) comprises:

- a light guide (9) for transmitting excitation light emitted by a light source (2);
- a concave lens (12) for diffusing excitation light supplied through the light guide (9) to irradiate the area in the body cavity;
- an objective lens (14) for projecting distributed fluorescence light realized by excitation light to an end surface 36a of the image guide (36); and
- an image guide (36) for transmitting a fluorescence image to a camera (4).

The image guide (36) is constituted of optical fibers having a diameter of 7.5 μm in the central area of the image guide (36) and optical fibers having a diameter of 8 μm in the peripheral area of the image.

[0032]

Excitation light used to irradiate the subject area to be observed through the light guide (36) and the concave lens (12) causes fluorescence light corresponding to a diseased area and a healthy area to be generated. The fluorescence image obtained is projected onto the end surface of the image guide (36) by the objective lens (12). Light beams of the projected image are, while making a certain angle, made incident on an incidental surface of the optical fibers constituting the end surface (36a) of the image guide (36). For example, the light beams are substantially perpendicularly made incident upon the incidental surface of the optical fibers in the central area of the image guide (36). On the other hand, the light beams are made incident on the peripheral area, while being inclined by about 5°.

[0033]

The wavelength characteristics among the outer diameters of the optical fibers in which the incidental angles 0° and 5° of the light beams are as shown in Fig. 3(c). That is, if the outer diameter of the optical fiber is 10 μm or less, the thickness of the cladding is about 1 μm or less, a cutoff frequency is present from red to near infrared region. That is, the thickness of the cladding is thin in proportion to the outer diameter of the optical fiber. As a result, light in the long wavelength region, which is from the red to the near infrared region, cannot be transmitted because it can be lost through the fiber. If the angle of incidence of the optical fiber is enlarged, a portion of light will exceed the limit for the incidental angle and it is also lost through the fiber.

[0034]

Therefore, if a fiber having a diameter of 7.5 μm encounters an inclination of the incidental angle of about 5°, the efficiency of transmitting red region light deteriorates.

[0035]

A cancer diagnosing operation is performed by obtaining the ratio of green light having a wavelength of 480nm to 540nm and red light having a wavelength of 621nm to 700nm.

[0036]

If the image guide is composed of optical fibers each having a diameter of 7.5 μm , red light decays in the periphery of the image guide as shown in Fig. 3 (c). Thus a disease cannot easily be detected. By constituting the peripheral portion having a large incidental angle by 8 μm -optical fibers, the red band regions can be increased. As a result, all regions of the image guide are able to have a uniform transmission efficiency.

[0037]

The outer diameter may be $7.5\mu\text{m}$ in place of $8\mu\text{m}$ and the clad may be thickened. Although the image guide is constituted by $7.5\mu\text{m}$ and $8\mu\text{m}$ fibers, the image guide may be constituted by plural types of fibers respectively having diameters of $8.3\mu\text{m}$, $8\mu\text{m}$, $7.7\mu\text{m}$ and $7.4\mu\text{m}$.

[0038]

Next, the third embodiment will be explained with reference to Fig. 4 and Fig 5. Fig. 4 illustrates the components of the leading part of the fluorescence endoscope apparatus. Fig. 5 illustrated a modification of the leading part of the fluorescence endoscope apparatus of Fig.4. Since the components of the third embodiment are basically the same as the first embodiment, the same symbols will be utilized for the same parts and the explanation of those will be omitted. Differences will be described.

[0039]

In the third embodiment, the distribution of the intensities of fluorescence light is made to be uniform by the fluorescence endoscope apparatus having an optical filter having an absorption distribution placed in front of the image guide.

[0040]

As shown in Fig. 4 (a) and (b), the optical filter (40) having an absorption distribution is placed in front of the leading surface of the image guide (15) of the endoscope (3a). The other structures are similar to those in the first embodiment.

[0041]

The optical filter (40) has a high absorbency at the central portion thereof and the absorbency is lowered toward the periphery thereof as shown in Fig. 4 (c).

[0042]

For example, if a fluorescence image is formed on the end surface of the image guide (15) through an objective lens (14), the optical filter (40) is placed in front of the image guide (15) in such a manner that its periphery is made brighter than the central portion. On the other hand, the normal image tends such that the periphery is darker than the central portion. If distortion correction of the objective lens (14) is performed, also the periphery is easily made to be darker. Since the incident light beam is inclined by 3° to 6° in the periphery of the end surface of the image guide (15) as compared with the central portion, the peripheral portion is similarly made to be darker. That is, the optical filter (40) as shown in Fig. 4 (c) is previously placed in front of the image guide (15) so that the light distribution can be made to be uniform.

[0043]

The optical filter (40) may have wavelength characteristics. For example, a filter having a specific absorbency distribution with respect to only light of 600nm wavelength or longer and a filter having a specific absorbency distribution with respect to only light having wavelengths from 480nm to 520nm may be combined. As an alternative to this, either of the foregoing filters may be used. Thus, correction for each wavelength can be performed. The optical filter (40) may be provided in the side of the ocular portion.

[0044]

Therefore, a fluorescence endoscope apparatus can be constituted with a reduced cost by eliminating a special light distribution adjustment means.

[0045]

As a example of a modification of the third embodiment in Fig. 5, an optical-axis conversion device (41) for converting the optical axis of an image to be substantially perpendicular to the optical fibers of the image guide (15) may be placed between the objective lens (14) at the distal portion of the endoscope (3b) and the end surface (15a) of the image guide (15).

[0046]

As a result, a fluorescence image obtained from excitation light is made incident through the objective lens (14). Furthermore, the optical-axis conversion device (41) having, for example, a convex-lens causes the axis of the image to be substantially perpendicular to the end surface (15a) of the image guide (15). Therefore, even if the image guide (15) comprises optical fibers each having an outer diameter of $7.5\mu\text{m}$, the efficiency of transmitting red light does not deteriorate.

[0047]

In this case, the necessity for changing the outer diameter of the optical fibers depending upon the positions in the second embodiment can be eliminated. Therefore, the process for manufacturing the image guide can be simplified.

[0048]

Next, the fourth embodiment will be explained. Fig. 6 to Fig. 8 relates to the fourth embodiment. Fig. 6 illustrates the structure of the fluorescence endoscope apparatus in this embodiment. Fig. 7 illustrates a modification of Fig. 6. Fig. 8 illustrates an example of correction to be performed with a lookup table (hereafter abbreviated to an "LUT"). Since the components of the fourth embodiment are basically the same as the first embodiment, the same symbols will be utilized for the same parts and the explanation of those will be omitted. Differences will be described.

[0049]

In the fourth embodiment, a correction table corresponding to each wavelength to be detected is calculated to correct the distribution of the intensities of fluorescence light for each wavelength to be detected. Thus, a fluorescence endoscope apparatus which is capable of precisely performing diagnosis is provided according to this embodiment.

[0050]

As shown in Fig. 6, a fluorescence endoscope apparatus (50) comprises an image processing apparatus (51) for processing a fluorescence image obtained by directly introducing irradiating light emitted by the laser (8) into the light guide (9).

The image processing apparatus (51) is constituted by:

an A/D converter (52) for converting a video signal supplied from the CCD (20) into digital data;

a correction table (53) for correcting the fluorescence image for each wavelength; an image memory (54) for storing images;

a calculator (55) for calculating each image data;

a video processor (56) for making a diseased area to be an image (for example, a pseudo-color image) that can easily be recognized in accordance with the result of the calculation; and

a timing controller (57) for controlling the timing of the motor (21), the correction table (53), the image memory (54) and the calculator (55) for dividing the fluorescence image into each wavelength before it is processed.

The other structures are the same as those shown in the first embodiment.

[0051]

Excitation light generated by the laser (8) is directly introduced into the light guide (9), and fluorescence light generated from excitation light is subjected to correction of the distribution of the intensities of fluorescence light to be performed in the image processing apparatus (41). The corrected data is displayed on the monitor (23).

[0052]

Initially, the A/D converter (52) converts the video signal into digital data. The digital data of the image is corrected by the correction table (53) for each wavelength. The correction coefficient is feedback-adjusted in such a manner that the distribution of fluorescence light for each wavelength is made uniform utilizing previously obtained data from observation of a standard subject.

[0053]

The corrected data for each wavelength is stored in the image memory (54). Then, the calculator (55) calculates the difference of the ratio between the wavelengths, the results being then converted into an image signal in a pseudo-color by the video processor (56) before it is displayed on the monitor (23).

[0054]

Therefore, since the correction for each detected wavelength can be performed, the accuracy in diagnosis can be improved.

[0055]

As a modification to the fourth embodiment, it may be structured as shown in Fig. 7. The image processing apparatus (51a) has an arrangement that digital data supplied from the A/D converter (52) is stored in a frame memory (61). The red and green fluorescence light image data is corrected through a multiplexer (62) by using LUT(R) (63), LUT (G) (64) (which apply the corrections $R' = f_1(R)$, $G' = f_2(G)$; where f_1 , f_2 are correction functions.) The multiplexer (62) causes a filter switching portion (65) to perform switching between the LUT (R)(63) and the LUT (G)(64) in synchronization with the rotation filter (18) based on the timing controller (57).

[0056]

The LUT (R) (63) and the LUT (G) (64) correct data in such a manner that data is changed in a circular and stepped manner for example as shown in Fig. 8. That is, the correction proceeds from the innermost portion toward the outermost portion such that ($R'=R$, $G'=G$), ($R'=Rx1.1$, $G'=Gx1.01$), ($R'=Rx1.15$, $G'=Gx1.03$), ($R'=Rx1.2$, $G'=Gx1.05$).

[0057]

By the way, since the fluorescence observation involves excessive noise because weak fluorescence light is amplified at a high magnification. Since a pseudo-color display is performed in order to discriminate a tumor area and a normal area, a satisfactory stereoscopic view cannot be obtained. Therefore, in a case where forceps for biopsy is used while performing fluorescence observation, the position of the leading portion of the forceps cannot sometimes easily be recognized because the forceps does not emits fluorescence light.

[0058]

Accordingly, the embodiment of an fluorescence endoscope apparatus with forceps for biopsy which can accurately be positioned with respect to the subject area to be observed by applying fluorescence paint to the leading portion of the forceps or by constituting the forceps by a substance that emits fluorescence light will be explained.

[0059]

As shown in Fig. 9, forceps (72) is inserted through, for example, a channel (71) of the endoscope (70). The leading portion (73) of the forceps (72) is applied with fluorescence paint (74). Therefore, even if the fluorescence observation is being performed, the leading portion (73) of the forceps (72) can be detected as shown in Fig. 11. Therefore, the position of the forceps (72) with respect to the diseased area (75) to be observed can accurately be recognized. By using the fluorescence paint (74) to be applied to the leading portion (73) of the forceps (72) of a type having different

characteristics from those of fluorescence light which is generated by tissue as shown in Fig. 10, for example, by making the color of the forceps to be blue as shown in Fig. 11 with respect to green for the normal area and red for the abnormal area when the pseudo-color display is performed, the discrimination can easily be performed. Fig. 10 shows excitation light wavelength as λ_0 (442nm) and each wavelength to be detected as λ_1 and λ_2 . When the ratio of the intensities of fluorescence light having wavelengths λ_1 and λ_2 is calculated, the ratio among a normal area, a diseased area, and a forceps becomes very different. Therefore, each area is recognized easily.

[0060]

The fluorescence paint capable of emitting fluorescence light is exemplified by Lumogen, Shannon Glow, Tiglocolor, Cold Fire Color and the like.

[0061]

Since fluorescence light generated in the organism is very weak, high sensitivity photography must be performed by the I.I. (19), etc. However, when the light of the examination room or operating light for treatment is turned on, the very small amount of light is transmitted into the body cavity through the organism. Since a photograph is taken with high sensitivity, the light causes noise even through the amount of the light is very small and the accurate diagnosis may not be performed.

[0062]

To solve this problem, a fluorescence endoscope apparatus which is not affected by the external illumination will be described. As shown in Fig. 12, the light from a light (80) of a room such as an examination room is received by the light receiver (81). The high-voltage power supply H.V. (83), which controls the sensitivity of the I.I. (19), is operated by the control unit (82).

When the room is bright, the sensitivity of the I.I. (19) is made brighter so that the effect of a noise from the light will be small. When there may be a problem of the I.I. (19) saturating or a damage to the I.I. (19), the power supply is turned off. As an alternative, a method of displaying a notification to an operator when the room is bright and a noise is caused may be provided.

[0063]

The camera (4) for observing a fluorescence light is large and it is not designed to be sterilized. Thereby, in order to solve this problem, the embodiment of a fluorescence endoscope apparatus is shown in Fig. 13. As shown in Fig. 13, the rigid endoscope (90) is connected to the camera (4) through an image guide (91) so that sterilized area is secured. In addition, the camera (4) is connected by the image guide (91) so that it is unnecessary to use a scope holder and the operation of the rigid endoscope (90) is made easy.

[0064]

[Additional remarks]

(1-1)

The light-distribution modification means mentioned in the fluorescence endoscope apparatus of Claim 1 is several movable lenses.

[0065]

(1-2)

The image correction means mentioned in the fluorescence endoscope apparatus of Claim 1 is a correction table which consists of an image memory.

[0066]

(1-3)

The control of light-distribution changing means or the image correction means mentioned in the fluorescence endoscope apparatus of Claim 1 is performed by using a standard subject which emits uniform fluorescence light.

[0067]

(1-4)

In the fluorescence endoscope apparatus of Claim 1, the image detecting means picks up a fluorescence image having at least two wavelength bands and the image correction means has a correction table which consists of an image memory having at least two images for correcting the fluorescence image for each wavelength band.

[0068]

According to this structure, the discrimination between a normal area and abnormal area can accurately be performed in any area of a screen even if the individual characteristics of the optical members is different and because the correction for each wavelength detected is performed by the correction table.

[0069]

(1-5)

The two regions of wavelength mentioned in the fluorescence endoscope of the additional remark (1-4) are one with wavelength in 480-520nm and one with 620nm and over.

[0070]

(1-6)

A fluorescence endoscope apparatus which a subject area to be observed is irradiated with excitation light and the fluorescence emitted from the tissue of a body cavity is characterized by having a distribution modification means for changing the light distribution of the fluorescence image entering the surface of the image guide which is placed between an image guide which is built in the endoscope for optically transmitting the fluorescence light and an objective lens which projects the fluorescence image on the surface of the light incidence of the image guide.

[0071]

According to the structure of this embodiment, since the distribution adjustment means is already built in the endoscope, the apparatus is simple and a normal area and an abnormal area can be distinguished accurately in any area of the screen.

[0072]

(1-7)

In the fluorescence endoscope apparatus of the additional remark (1-6), the distribution adjustment means is at least one optical filter having an absorbency distribution.

[0073]

(1-8)

In the fluorescence endoscope apparatus of the additional remark (1-7), the optical filter has wavelength characteristics.

[0074]

According to this structure, even when wavelength characteristics of the optical members are different, the correction for distinguishing a normal area and an abnormal area in any area of a screen can be performed accurately with a simple structure since the optical filter has wavelength characteristics.

[0075]

(1-9)

In the fluorescence endoscope apparatus of the additional remark (1-8), the wavelength characteristics has an absorbency distribution by 480-520nm or 630nm and over.

[0076]

(1-10)

The fluorescence endoscope apparatus is characterized by having fluorescence light emitted from the tissue in the body cavity in which excitation light is irradiated is transmitted by an image guide comprising optical fibers. Optical fibers constituting the image guide are arranged such that optical fibers having good red wavelength transmission characteristics are increased in the periphery portion of the image guide as compared with that of the optical fibers placed in the central portion of the image guide.

[0077]

(1-11)

In the fluorescence endoscope apparatus of the additional remark (1-10), the outer diameters of the optical fibers are different from the central portion and the peripheral portion and the central portion is made thinner.

[0078]

(1-12) In the fluorescence endoscope apparatus of the additional remark (1-10), the out diameter is less than 8 μm in the central portion and more than 8 μm in the peripheral portion.

[0079]

A fluorescence observation apparatus, which detects fluorescence light emitted by an organism which is irradiated with excitation light as a two-dimensional image and diagnose degeneration of tissues of the organism or a state of the disease (for example, the type of the disease or the infiltrated range) such as a cancer, is structured so that excitation light of a laser beam apparatus is irradiated to the subject area to be examined through a light guide and a fluorescence image is captured by projecting optical system.

In this case, excitation light from the laser beam apparatus is transmitted by the light guide comprising of the fiber bundle. Thus, the intensity of the light distribution of the excitation light is weakened mainly in a peripheral portion or distortion correction by the image detecting optical system, in other words, the intensity of the fluorescence light in a periphery of the fluorescence image which is obtained by the effect of expanding an image, is weakened. Since the distortion mainly occurs in a periphery of the fluorescence image, the periphery of the fluorescence image is darkened. That is, even if an object having completely uniform spatial fluorescence characteristics is captured, an area, the signal to noise (S/N) ratio of which deteriorates, is generated due to distortion of the fluorescence image that causes the difference in the intensity of fluorescence light to arise. As a result, when a distinction between a healthy area and a diseased area is performed, an error will take place in the diagnosis using fluorescence light in an area having unsatisfactory S/N ratio.

[0080]

In order to solve the above mentioned problems, an example of a structure of a fluorescence observation apparatus which is capable of improving the S/N ratio will be described with reference to Fig. 14 to Fig. 16. Fig. 14 illustrates the entire structure of a fluorescence observation apparatus. Fig. 15 is a block diagram which illustrates a structure of a fluorescence image processing apparatus shown in Fig. 14. Fig. 16 illustrates the operation to be performed when an image conversion table is made in the fluorescence image processing apparatus.

[0081]

As shown in Fig. 14 to Fig. 17, a fluorescence observation apparatus according to this example, comprises an endoscope (101) for introducing excitation light into a subject area to be observed and forming an image of fluorescence light emitted by the subject area to be observed. The fluorescence endoscope apparatus further comprises a laser beam apparatus (102) which having means to generate a He-Cd laser beam which irradiates 442nm wavelength violet light, and a lamp light source apparatus (103) having a lamp (103a), such as a xenon lamp, for generating white light as a normal observation light source.

[0082]

A light guide (104) for transmitting light emitted by the laser beam apparatus (102) or the lamp light source (103) to that leading portion and an image guide (105) for transmitting an observed image to an ocular portion (106) are inserted into the endoscope (101). The light guide (104) is inserted into a universal cord (107) to extend to a light guide connector (107a) placed at an end of the universal cord (107).

[0083]

The laser beam apparatus (102) and the lamp light source apparatus (103) are connected to a light-distribution adapter (introduced-light switching apparatus)(108) for switching light to be introduced into the endoscope (101). The light guide connector (107a) of the endoscope (101) is connected to the light-distribution adapter (108). Thus, excitation light emitted by the laser beam apparatus (102) or normal light from the lamp light source apparatus (103) is introduced into the light guide (104) of the endoscope (101) through the light-distribution adapter (108) and irradiated from that front end portion.

[0084]

The light-distribution adapter (108) has an illumination light switching means (111) comprising a movable mirror (109) placed in an optical path for light emitted by each light source apparatus and a driver (110) for operating the movable mirror (109). By selectively switching the movable mirror (109), excitation light or normal light can be introduced to the rear end surface of the light guide (104).

[0085]

A light-receiving adapter (a camera switch unit) (112) is connected to the ocular portion (106) of the endoscope (101). A normal-light camera (113) and a fluorescence-light camera (114) are connected to the light-receiving adapter (112). Thus, each photographing means is able to photograph a normal image and a fluorescence image. The normal-light camera (113) has a CCD (115) which serves as an imaging optical system to capture an image of a subject area to be observed which has been irradiated with normal light emitted by the lamp light source apparatus (103).

[0086]

The fluorescence camera (114) comprises a drive motor (117) for rotating the rotation filter (116), and I.I. (118) for amplifying an image which has transmitted through the rotation filter (116), and a CCD (119) for capturing an output image from the I.I. (118) so as to capture a fluorescence image of the subject area to be observed that can be obtained by irradiating the same with excitation light emitted by the laser beam apparatus (102).

The rotation filter (116) has a band-pass filter of a type, for example, $\lambda_1=480\text{nm}$ to 520nm and a band-pass filter of a type, for example $\lambda_2=630\text{nm}$ or longer, the rotation filter (116) being formed into a disc-like shape. When the rotation filter (116) is rotated, the foregoing filters are sequentially inserted into the optical path so that a fluorescence component in each band is allowed to pass through.

[0087]

The light-receiving adapter (112) has an image switching means (122) which comprises a movable mirror (120) mounted in the optical path of the image transmitted to the ocular portion (106) of the endoscope (101) and a driver (121) for

operating the movable mirror (120). By changing an angle of the movable mirror (12), an image of an object obtained by the endoscope (101) can be introduced into the normal light camera (113) or the fluorescence-light camera (114).

[0088]

A CCU (123) is connected to the normal-light camera (113) to receive a photography signal (normal image signal), which is the output from the CCD (115). The photography signal is signal-processed by the CCU (123) so that a video signal for a normal observation image is generated.

[0089]

A fluorescence image processing apparatus 124 is connected to the fluorescence light camera (114) as a fluorescence image processing means to receive a photography signal (fluorescence image signal) supplied by the CCD (119) so that the photography signal is processed in the fluorescence image processing apparatus (124). Thus, a video signal of a fluorescence observation image is generated.

[0090]

A timing controller (125) for controlling each operation timing is provided so as to transmit a timing signal to each of the driver (110) for the light-distribution adapter (108), the driver (121) for the light-receiving adapter (112), the drive motors (117) for the rotation filter (116) and the fluorescence image processing apparatus (124).

[0091]

The CCU (123) and the fluorescence image processing apparatus (124) are connected to a video switcher (126) so that the observed normal image signal, which is the output from the CCU (123), and a fluorescence image signal, which is the output from the fluorescence image processing apparatus (124), are selectively switched by the video switcher (126). A foot switch (127) for manually controlling switching of the image and a video switching controller (128) for automatically controlling switching of the image in accordance with the results of calculations performed by the fluorescence image processing apparatus (124) are connected to the video switcher (126). A monitor (129) is connected to the output terminal of the video switcher (126) so that the fluorescence image signal or the normal image signal selected by the video switcher (126) is supplied to the monitor (129). Thus, the fluorescence image or the normal image is displayed on the monitor (129).

[0092]

The fluorescence observation apparatus (100) comprises a fluorescence light distortion detection apparatus (130) for use when a correction quantity is set for the fluorescence image processing apparatus (124), the fluorescence observation apparatus (100) being connected to the fluorescence image processing apparatus (124). The fluorescence light distortion detection apparatus (130) has a distortion detection fluorescence plate (131) (hereafter called a "fluorescence plate") having fluorescence characteristics that are completely uniform two-dimensionally with respect to the irradiation with excitation light so that the fluorescence light distortion detection apparatus (130) detects the irradiation with the excitation light to transmit a control signal to the fluorescence image processing apparatus (124).

[0093]

When observation is performed with the fluorescence observation apparatus (100) according to example, the timing controller (125) transmits a timing control signal to instruct the light-distribution adapter (108) and the light-receiving adapter (112) to switch the light source and the camera so that the fluorescence light observation or the normal observation is selected. At this time, the timing controller (125) synchronizes the process to be performed in the fluorescence image processing apparatus (124) with the operations of the movable mirror (109) of the light-distribution adapter (108), the movable mirror (120) of the light-receiving adapter (112) and the rotation filter (116) of the fluorescence-light camera (114).

[0094]

When normal light observation is performed, the movable mirrors (109) and (120) are moved to the position designated by a continuous line shown in Fig. 14. As a result, normal light is introduced from the lamp light source apparatus (103) into the light guide (104) of the endoscope (101) through the light-distribution adapter (108) so that the subject area to be observed is irradiated with normal light. An image (a normal observation image) obtained from the irradiation of normal light emitted by the lamp (103a) is allowed to pass through the image guide (105) and the light-receiving adapter (112) so as to be introduced into the normal-light camera (113) so that the image is photographed. A photography signal of the normal image captured by the CCD (115) is signal-processed by the CCU (123) so that it is, as an observed normal image signal, transmitted to the video switcher (126).

[0095]

When the fluorescence light observation is performed, the movable mirrors (109) and (120) are moved to the position designated by the dashed line shown in Fig. 14. As a result, excitation light emitted by the laser beam apparatus (102) is introduced into the light guide (104) of the endoscope (101) through the light-distribution adapter (108) so that the subject area to be observed is irradiated with excitation light. A fluorescence image (a fluorescence observation image) obtained due to the irradiation with excitation light is allowed to pass through the image guide (105) and the light-receiving adapter (112) so as to be introduced into the fluorescence-light camera (114) so that the fluorescence image is photographed. In the fluorescence-light camera (114), the fluorescence components in the wavelength bands λ_1 and λ_2 are filtered by the rotation filter (116), and the fluorescence image is amplified by the I.I. (118) and the fluorescence image captured by the CCD (119) is signal-processed by the fluorescence image processing apparatus (124) and it is, as the observed fluorescence image signal, transmitted to the video switcher (126).

[0096]

In this embodiment, the timing controller (125) performs switching between the normal light observation and the fluorescence light observation at high speed. As a result, both observed normal image signal and the observed fluorescence image signal are always transmitted to the video switcher (126).

[0097]

As a method of displaying the observed normal image and the observed fluorescence image that have been received by the video switcher (126) on the monitor (129), the image is selectively switched in accordance with an instruction issued from the foot switch (128) to display either image. Another method may be employed in which the video switch controller (128) controls the switching of the image to display the fluorescence image in accordance with the results of the calculations performed by the fluorescence image processing apparatus (124) if a diseased area, such as a cancer, is detected. Another method may be employed in which the video switcher (126) synthesizes the observed fluorescence image and the observed normal image to superimpose and display the two images or to synthesize the two images so as to be displayed.

[0098]

Fig. 15 illustrates the detailed structure of the fluorescence image processing apparatus (124) to describe the structure and operation of the fluorescence image processing apparatus (124).

[0099]

The fluorescence image processing apparatus (124) has a signal input portion that comprises a multiplexer (141). The multiplexer (141) transmits the supplied fluorescence image signal to a frame memory (142) for the wavelength λ_1 and a frame memory (143) for the wavelength λ_2 while switching the receiving portion in accordance with the fluorescence components in the wavelength band λ_1 and λ_2 . That is, the frame memory (λ_1) (142) and the frame memory (λ_2) (143) store corresponding fluorescence image signals having wavelengths λ_1 and λ_2 . The multiplexer (141) receives the timing control signal supplied from the timing controller (125) so as to synchronize the timing of the fluorescence image signals having the wavelengths λ_1 and λ_2 with the switching timing of the multiplexer.

[0100]

A switcher (λ_1) (144) and a switcher (λ_2) (145) for switching the portion for receiving the signals are placed in the rear of the frame memory (λ_1) (142) and the frame memory (λ_2) (143). Fluorescence light distortion detection apparatus circuits (146) and (147) and image conversion tables (148) and (149) for the wavelengths λ_1 and λ_2 are connected to the corresponding switchers (144) and (145).

[0101]

The fluorescence light distortion detection circuits (146) and (147) subject the standard signal level of the fluorescence image signal obtainable when the fluorescence light distortion detection apparatus (130) is irradiated with excitation light to a comparison with a predetermined value to detect the distortion of the fluorescence image. In accordance with the result of the detection, the fluorescence light distortion detection circuit (146) and (147) transmit correction-value setting signals to image conversion tables (148) and (149) so that the respective image conversion tables (148) and (149) for correcting the signal levels of the fluorescence image signals are made.

[0102]

The output terminals of the image conversion tables (148) and (149) are connected to a calculating circuit (150) so that the fluorescence image signals corrected by the image conversion tables (148) and (149) are subjected to a predetermined calculation in the calculating circuit (150) so as to be transmitted as the observed fluorescence images.

[0103]

When the fluorescence light observation is performed, the tissue of an organism is irradiated with violet light having a wavelength $\lambda_0=442\text{nm}$ formed due to the irradiation with excitation light emitted by the laser beam apparatus (102) so that auto-fluorescence light having a wavelength longer than 442nm is generated. The thus-formed fluorescence images are, in the fluorescence-light camera (114), separated and filtered by the rotation filter (116) into two wavelength regions consisting of $\lambda_1=480$ to 520nm and $\lambda_2=630\text{nm}$ or longer so that λ_1 and λ_2 fluorescence images are sequentially photographed. The intensity of fluorescence light in the visible region that is obtained with violet excitation light is intense in a normal area but weak in a diseased area, such as a cancer. In particular, the intensity of fluorescence light having the wavelength $\lambda_1=480$ to 520nm is intense in a normal area by a degree significantly different from the intensity in the diseased area.

[0104]

Accordingly, the calculating circuit (150) calculates, for example, the ratio or the difference between the intensities of fluorescence light having the wavelengths λ_1 and λ_2 in order to generate an observed fluorescence image signal with which the state of the tissue of an organism can be distinguished.

[0105]

In order to prevent deterioration in the S/N ratio due to weakening of the intensity of fluorescence light in the periphery of the observed fluorescence image, the fluorescence light distortion detection apparatus (130) is used to make the image conversion tables (148) and (149) of the fluorescence image processing apparatus (124) so as to set the correction quantity. Thus, the fluorescence image signal is corrected.

[0106]

The operation to be performed when the image conversion tables (148) and (149) are made will now be described.

[0107]

When the correction quantity of the fluorescence image signal is set, the fluorescence plate (131) of the fluorescence light distortion detection apparatus (130) is irradiated with excitation light emitted by the laser beam apparatus (102). A fluorescence image signal obtained by photographing the fluorescence image of the fluorescence plate (131) by the fluorescence-light camera (114) through the endoscope (101) is transmitted to the fluorescence image processing apparatus (124). Since the fluorescence plate (131) has, in the wavelength of fluorescence light to be used, completely uniform fluorescence characteristics two-dimensionally with respect to the irradiation with excitation light, a fluorescence image, the fluorescence intensity of which is two-dimensionally constant, can be obtained. On the basis of the fluorescence image serving as a standard, the fluorescence image processing apparatus (124) makes the image conversion tables (148) and (149) that two-dimensionally convert the image signal in such a manner that the level of the fluorescence image signal is two-dimensionally constant.

[0108]

When the fluorescence light distortion detection apparatus (130) detects the irradiation with excitation light, the fluorescence light distortion detection apparatus (130) supplies switcher control signals to the switchers (144) and (145) of the fluorescence image processing apparatus (124) to switch the switchers (144) and (145) to transmit the fluorescence image signals stored in the frame memories (142) and (143) to the fluorescence light distortion detection circuit (146) and (147), the image conversion tables (148) and (149) are made and stored. Thus, the correction quantity of each fluorescence image signal is set.

[0109]

A specific example of algorithm for making the image conversion tables by the fluorescence light distortion detection circuits (146) and (147) will now be described. In order to simply draw the structure, Fig. 16 shows only 8x8 pixels.

[0110]

Initially, first step is performed in such a manner that a fluorescence image obtained by photographing the fluorescence plate (131) irradiated with excitation light is subjected to the following process in which an original image shown in Fig. 16(a) is made into first super-blocks each of which has 2x2 pixels as one unit as shown in Fig. 16 (b).

[0111]

In second step, an accumulated value of brightness (accumulated value of signal intensities) of the fluorescence image signal in each first super-block is obtained. The obtained value is compared with a predetermined threshold T_1 . If the value of the accumulated brightness is smaller than the threshold T_1 , four pixels (2 x 2) of the first super-block are assumed to be one pixel as shown in FIG. 16 (c). An accumulated value of the brightness obtained by accumulating the signal intensities of the four pixels of the super-block is used as the brightness of the pixel. An operation of assuming the plurality of pixels in the combined super-block to be one pixel and making the accumulated value of the brightness of the super-block to be the brightness of the pixel is called pixel unification. As a result of the pixel unification, the signal level of the brightness of the pixels assumed to be the one pixel is about four times that of the original pixel.

[0112]

That is, if a fluorescence image signal, which is obtained by photographing the standard fluorescence image, has a signal level (intensity of fluorescence light) related to the brightness of each pixel which is lower than a predetermined level, an assumption is made that the intensity of fluorescence light of the pixel is too weak and distortion has been detected that causes the S/N ratio to deteriorate. Thus, the pixel unification in which several pixels are assumed to be one pixel is performed. In this example, the upper right portion of each section of FIG. 16 corresponds to the periphery, while the lower left portion corresponds to the pixel in the central portion. Since the pixel corresponding to the periphery has low brightness, the pixel unification is performed. FIG. 16 (c) shows that 11 first super-blocks are subjected to the pixel unification.

[0113]

In third step, the images subjected to the pixel unification as shown in FIG. 16 (c) are made into a second super-block in which 4 x 4 pixels are combined as one unit as shown in FIG. 16 (d).

[0114]

In fourth step, in only a case where all of four first super-blocks in each second super-block are assumed to be one pixel due to the pixel unification operation, the accumulated value of the brightness of the fluorescence image signals of the four pixels is obtained, the obtained value being then compared with a predetermined threshold T_2 . If the accumulated value of the brightness is less than the threshold T_2 , the four pixels (the first super-block is composed of 2 x 2 pixels, that is, 4 x 4 pixels) in the second super-block are assumed to be one pixel as shown in FIG. 16 (e). Then, the signal unification is performed in which the accumulated value of the brightness obtained by summing the signal intensities in the foregoing super-block is made to be the brightness of the pixel. FIG. 32 (e) shows that the one of the second super-blocks is subjected to the pixel unification.

[0115]

In ensuing steps, pixel unification operations similar to the above are repeated such those third super-blocks each consisting of 8 x 8 pixels are subjected to the same, fourth super-blocks each consisting of 16 x 16 pixels are subjected

similarly. When the process reaches a super-block having a predetermined size or when no subject of the pixel unification is present, the foregoing pixel unification operation is completed.

[0116]

As a result of the foregoing operation, the number of pixels to be unified is determined while monitoring the light intensity of each pixel in a case where the standard fluorescence image is actually photographed. The obtained state of pixel unification is the contents of the image conversion tables. In the example shown in FIG. 16, the state of unification shown in FIG. 16 (e) is the image conversion table. The fluorescence light distortion detection circuits (146) and (147) subject the λ_1 and λ_2 fluorescence image signals to the pixel unification operations to make and store the image conversion tables (148) and (149).

[0117]

When fluorescence observation and diagnosis are actually performed, the fluorescence image signals supplied to the fluorescence image processing apparatus (124) and stored in the frame memories (142) and (143) in the foregoing apparatus are directly supplied from the switchers (144) and (145) to the image conversion tables (148) and (149). When the fluorescence image signals are supplied to the image conversion tables (148) and (149), the pixel unification is immediately performed in the image conversion tables (148) and (149) so that the image signals are two-dimensionally converted. Thus, the brightness level at a predetermined position in each fluorescence image signal is corrected. The fluorescence image signals are corrected in the image conversion tables (148) and (149), and then they are subjected to a predetermined calculation in the calculating circuit (150). As a result, the fluorescence image signals are transmitted to the video switcher (126) as final observed fluorescence image signals.

[0118]

In accordance with the result of the calculation performed by the calculating circuit (150), a video switching control signal is, at this time, transmitted to the video switching controller (128). If a diseased area, such as a cancer, is detected, the video switcher (126) can automatically be switched due to the control performed by the video controller (128) to display the fluorescence image.

[0119]

Another method may be employed to make the image conversion tables in which the pixel unification is not limited to the unification into the square super-blocks but unification into rectangular or oblong blocks. Another method may be employed in which the region unification is performed in units of pixels as an alternative to the block units to determine the region for unifying pixels in an arbitrary shape to correspond to the state of the fluorescence image.

[0120]

An area of the standard fluorescence image obtained by photographing the fluorescence plate (131) and having a low signal level causes the signal level to be low in a case where a fluorescence image of a subject area to be observed is photographed actually. Thus, the S/N ratio deteriorates. By subjecting the area having unsatisfactory S/N ratio, such as the periphery of an image, to the pixel unification, that is, a spatial integration operation of image signals, the brightness of a dark area having a low signal level can be raised and thus the S/N ratio can be improved. Namely, image signals having a constant signal level can be obtained in the overall area of a standard fluorescence image by raising the signal level of the area having a low fluorescence intensity. Thus, the brightness can be made to be uniform by the correction.

[0121]

Although the spatial integration operation of the image signals deteriorates the resolution of the image by the degree corresponding to the integrating operation, the precise determination of the range of diseased area is not so important for the fluorescence image diagnosis as compared with the importance of preventing missing of a diseased area. Therefore, the structure of this example in which the image signals are subjected to the spatial integration operation causes an effect of preventing an error in the fluorescence diagnosis to be obtained by improving the S/N ratio of the fluorescence image as compared with a disadvantage that the accuracy of determining the diseased range deteriorates due to the deterioration in the resolution. As a result, the fluorescence diagnosing performance can significantly be improved when the fluorescence observation is performed so that an error in the fluorescence diagnosis is prevented.

[0122]

An example structure of a fluorescence observation apparatus having two excitation light source apparatuses to serve as the light source for the fluorescence diagnosis will now be described with reference to Fig. 17.

[0123]

When fluorescence observation is performed, the following two methods have been mainly performed: a method according to the example shown in FIG. 14 and having an arrangement that the tissue of an organism is irradiated with violet excitation light to observe an image of auto-fluorescence emitted by the tissue; and a method in which a fluorescence substance, such as hematoporphyrin or photophyrin, having an integrating characteristic is injected into cancer tissues of an organism and the cancer tissue is irradiated with red excitation light having a wavelength of, for example, about 600 nm so that a fluorescence image emitting light having a wavelength longer than 600 nm is observed. The fluorescence observation apparatus according to this example comprises two laser beam apparatuses to perform the two types of fluorescence observation operations.

[0124]

The endoscope (101) has a structure similar to that according to the example shown in FIG. 14 such that a first light-distribution adapter (161) for switching irradiating light between light of a lamp for performing the normal observation and

excitation light for use to perform the fluorescence observation is connected to the connector placed at the end of the universal cord (107) through which the light guide (104) is inserted. The lamp light source apparatus (103) having the lamp (103a) for emitting white normal light for the normal observation and a second light-distribution adapter (162) for switching two types of excitation light beams are connected to the first light-distribution adapter (161). A first laser beam apparatus (165) having a first excitation laser (165a) for emitting violet excitation light for observing spontaneous fluorescence light and a second laser beam apparatus (166) having a second excitation laser (166a) for emitting, for example, red, excitation light having a wavelength that excites the fluorescence substance are connected to the second light-distribution adapter (162).

[125]

A light-receiving adapter and a camera (not shown) are connected to the ocular portion (106) of the endoscope (101) so as to photograph both normal image and a fluorescence image similarly to the example shown in FIG. 14.

[126]

The first light-distribution adapter (161) and the second light-distribution adapter (162) have corresponding movable mirrors (163) and (164). Thus, irradiating light to be supplied to the light guide (104) of the endoscope (101) can be switched.

[0127]

When the normal endoscope observation is performed with the fluorescence endoscope apparatus, the movable mirror (163) of the first light-distribution adapter (161) is switched to the position designated by a continuous line shown in the drawing to introduce normal light emitted by the lamp light source apparatus (103) into the light guide (104) of the endoscope (101). Thus, a normal image can be obtained.

[0128]

When the fluorescence observation is performed, the movable mirror (163) of the first light-distribution adapter (161) is switched to the position designated by a dashed line shown in the drawing. Thus, excitation light emitted by the first laser beam apparatus (165) or the second laser beam apparatus (166) is introduced into the light guide (104) of the endoscope (101) so that a fluorescence image is obtained. When the fluorescence observation of auto-fluorescence light emitted from the organism is performed, the movable mirror (164) of the second light-distribution adapter (162) is switched to the position designated by a continuous line shown in the drawing. Excitation light for observing auto fluorescence emitted by the first laser beam apparatus (165) is introduced into the endoscope (101) so that the tissue of an organism is irradiated.

[0129]

In a case where the fluorescence substance is accumulated in a cancer or the like to observe a fluorescence image, the fluorescence substance is injected into the tissue (167) of an organism in such a manner that the fluorescence substance is preferentially accumulated in a tumor area (168). Then, the movable mirror (164) of the second light-distribution adapter (162) is switched to the position designated by the dashed line shown in FIG. 17. Thus, excitation light for exciting the fluorescence substance that has been emitted by the laser beam apparatus (166) is introduced into the endoscope (101) so that the tissue (167) of the organism is irradiated with excitation light. As a result of this, the tumor area (168) in the tissue (167) of the organism has intense fluorescence light as compared with other areas. By observing the fluorescence image, a tumor, such as a cancer, can be determined.

[0130]

As described above, according to this example, excitation light for the fluorescence observation using the auto-fluorescence light and excitation light for the fluorescence observation emitted by the fluorescence substance are switched to use as excitation light for the fluorescence observation, and the subject area to be observed is irradiated with each excitation light so that the fluorescence observation by means of the fluorescence observation using auto-fluorescence light and that using the fluorescence substance are performed. Thus, the tumor area can reliably be diagnosed.

[0131]

FIG. 18 illustrates an example of the structure of a fluorescence observation apparatus which is capable of performing the normal endoscope observation and the fluorescence observation by one light source apparatus. The other structures or operations besides a light source apparatus connected to the endoscope (101) are the same as those of Fig. 14. Thus, explanations of those will be omitted.

[0132]

The light source apparatus (170) according to this embodiment is connected to the light guide connector (107a) of the endoscope (101), the light source apparatus (170) having a lamp light source (171) such as a xenon lamp. A flash unit (172) is connected to the lamp light source (171) so that normal light for the normal observation and excitation light for the fluorescence observation can be generated. Furthermore, a rotation filter (173) for time-dividing normal light and excitation light is placed in the optical path for light emitted by the lamp light source (171). The rotation filter (173) is rotated by a drive motor (174).

[0133]

The flash unit (172) receives a flash control signal supplied from the fluorescence image processing apparatus (124) to control the flashing operation of the lamp light source (171) in order to temporarily enlarge the quantity of light to be emitted by the lamp light source (171). The operation timing of the flash unit (172) and that of the drive motor (174) are synchronized with each other in accordance with a timing control signal supplied from the timing controller (125).

[0134]

Light emitted by the lamp light source (171) is time-divided into normal light and excitation light by the rotation filter (173) so as to be alternately introduced into the light guide (104) of the endoscope (101) so that the subject area to be observed is irradiated with light. At this time, the timing of the light source apparatus, which is the light emitting portion, and the timing of each of the adapter, camera and the signal processing apparatus which are light receiving units, are synchronized with one another under control performed in accordance with a timing control signal supplied from the timing controller (125).

[0135]

The fluorescence image processing apparatus (124) monitors the signal level of the fluorescence image signal supplied from the camera to detect the brightness of the fluorescence image so as to supervise the intensity of excitation light. If the intensity of excitation light is unsatisfactory, the fluorescence image processing apparatus (124) transmits a flash control signal to the flash unit (172). At this time, the flash unit (172) causes the lamp light source (171) to emit flash light at adequate timing while receiving the timing control signal supplied from the timing controller (125) so that the intensity of excitation light is made stronger.

[0136]

By constituting the light source apparatus as described above, an excitation light emitting apparatus for generating excitation light for the fluorescence observation can be omitted from the structure. Thus, one light source apparatus is sufficient to obtain normal light for the normal observation and excitation light for the fluorescence observation so that both normal observation and the fluorescence observation can be performed. If the quantity of excitation light is unsatisfactorily small, the flashing operation of the lamp enables a sufficient light quantity to be obtained. As a result, the fluorescence observation can be performed satisfactorily.

[0137]

[Additional remarks]

(2-1)

A fluorescence observation apparatus comprises a light source means for fluorescence observation in which excitation light is emitted to a subject area to be viewed and fluorescence observation imaging means for detecting a fluorescence observation image of the subject area which is irradiated with excitation light by the light source means, and the fluorescence observation apparatus displays a fluorescence observation image. The fluorescence observation apparatus further comprises a fluorescence image processing means which calculates the accumulated value of signal intensities of a plurality of pixels in a fluorescence observation image as one pixel and corrects the intensity of the image by the fluorescence image signal from the fluorescence observation imaging means.

[0138]

According to this embodiment, the fluorescence image processing means performs that the fluorescence image signal from the fluorescence observation imaging means is calculated into the accumulated value of signal intensities of a plurality of pixels in a fluorescence observation image as one pixel and corrected according to the value. That is, an error in the fluorescence diagnosis is prevented by improving the S/N ratio of the fluorescence image.

[0139]

(2-2)

A fluorescence observation apparatus comprises a normal observation light source means for generating a normal observation light, a normal observation imaging means for capturing a normal observation image of the subject area where the normal light is irradiated by the normal observation light source, a fluorescence observation light source for irradiating excitation light to obtain fluorescence light from the subject area, a fluorescence observation imaging means for capturing a fluorescence observation image of the subject area which is irradiated with excitation light by the fluorescence observation light source means. A fluorescence observation apparatus displays a fluorescence observation image and a normal observation image simultaneously or displays in a time-divided manner that is switching a fluorescence observation image and a normal observation image.

The fluorescence observation apparatus further comprises a fluorescence image processing means which a fluorescence image signal from the fluorescence observation imaging means is calculated into the accumulated value of signal intensities of a plurality of pixels in a fluorescence observation image as one pixel.

[0140]

(2-3)

The performance of the fluorescence image processing means of the fluorescence observation apparatus in the additional remark (2-1) is based on a fluorescence image signal obtained by photographing the fluorescence image of the fluorescence plate which has completely uniform fluorescence characteristics two-dimensionally when a signal setting of several pixels of the fluorescence observation image are considered as one pixel.

[0141]

According to this embodiment, by having a processing function of the fluorescence image processing means, the area of unsatisfactory S/N ratio can be accurately detected and the S/N can be improved according to the result of a fluorescence image signal obtained by photographing the fluorescence image of the fluorescence plate which has two-dimensionally uniform fluorescence characteristics.

[0142]

(2-4)

In the fluorescence observation apparatus of the additional remark (2-1), the fluorescence image processing means calculates the accumulated value of signal intensities of a plurality of pixels in the fluorescence observation image as one pixel to be a predetermined value.

[0143]

(2-5)

In the fluorescence observation apparatus of the additional remark (2-1), a plurality of pixels for accumulation of signal intensities in the fluorescence image processing means are made into a pixel block which has a predetermined number of pixels or certain shape.

[0144]

According to the structure described above, this example is able to make the calculation process of the fluorescence image processing means easy and improve the processing speed, and simplify the structure of hardware.

[0145]

(2-6)

In the fluorescence observation apparatus of the additional remark (2-1), a plurality of pixels for accumulation of signal intensities in the fluorescence image processing means is made into a pixel block which has arbitrary numbers of pixels or certain shape depending on the fluorescence observation image.

[0146]

According to the structure, appropriate pixels for processing by the fluorescence image processing means can be selected for improving the S/N ratio so that the S/N can be improved.

[0147]

As an example of a treatment using an endoscope, an endoscope probe connected to a therapy laser beam source apparatus through a channel of an endoscope is inserted to reach an aimed position, and a laser beam is irradiated to a diseased area or the like to perform cauterization, coagulation, transpiration and the like. A laser beam therapy apparatus for performing a treatment with irradiation with laser beams of the foregoing type comprises a laser beam guide means, such as a laser beam probe, that introduces high-energy therapy laser beams, such as Nd:YAG laser beams into a diseased area to irradiate the area to be cured so that cauterization, coagulation and transpiration treatments are performed.

[0148]

The conventional system is not designed to have a fluorescence observation apparatus to perform the fluorescence observation by obtaining the fluorescence image of an examined object area described above and a therapy laser beam apparatus. That is, the conventional system has no means for simultaneously performing a diagnosis of the subject area with fluorescence light and a laser therapy while observing the area with fluorescence observation light. Therefore, it has not been possible to confirm the area to be cured and perform the laser therapy while observing the area with fluorescence light.

[0149]

To solve the problems mentioned above, a fluorescence endoscope apparatus with a fluorescence observation apparatus for obtaining a fluorescence image to perform observation and diagnosis and a laser therapy apparatus for performing a laser beam therapy and which is capable of simultaneously performing the fluorescence observation of a diseased area or the like and a laser therapy will be described.

[0150]

FIG. 19 illustrates a first embodiment of a fluorescence endoscope apparatus that is capable of simultaneously performing the fluorescence observation and laser therapy.

[0151]

A fluorescence light diagnosing and therapy apparatus according to this example comprises an endoscope 201 for introducing excitation light to a subject area to be observed and forming a fluorescence light image obtained from the subject area to be observed. As an excitation light source means for generating excitation light and for use when the fluorescence light observation is performed, the fluorescence light diagnosing and therapy apparatus comprises a fluorescence observation light source apparatus (a laser beam apparatus) 202 having a He—Cd (Helium-Cadmium) excitation light generating means for generating violet light having a wavelength of 442nm. Furthermore, the fluorescence light diagnosing and therapy apparatus comprises a normal observation light source apparatus 203 having a lamp 203a for generating normal light as a light source for the normal observation for observing an endoscope image. In addition, a therapy laser beam apparatus 230 is provided which serves as a therapy laser beam generating means having a laser beam generating means for generating, for example, infrared Nd:YAG laser beams as therapy laser beam having the energy which is capable of treating a diseased area in the subject area to be observed.

[0152]

A laser probe 231 serving as a laser beam introducing means for transmitting the therapy laser beam is connected to the therapy laser apparatus 230 so that the generated laser beam is supplied to the laser probe 231 to emit the therapy laser beam through the leading portion of the laser probe 231. As the therapy laser beam to be generated by the therapy laser apparatus 230, any of laser beams is used which has a different wavelength region from the wavelength of fluorescence light of a fluorescence image obtainable from the irradiation of the subject area to be observed with the laser beam and which has a wavelength outside the visible region, the laser beams being exemplified by ultraviolet laser, such as an excimer laser, and an infrared laser, such as Nd:YAG laser (having a wavelength 1.06 μm), Ho:YAG laser (having a wavelength about 2 μm) or Er:YAG laser (having a wavelength about 3 μm).

[0153]

The endoscope 201 includes a light guide 204 for transmitting light emitted by a laser beam apparatus 202 or a normal observation light source apparatus to the leading portion and an image guide 205 for transmitting an image to be observed to an ocular portion 206 placed at the rear end of the apparatus. The light guide 204 is allowed to pass through a universal cord 207 extending from the side portion of a handle portion adjacent to the hand of an operator, the light guide 204 being extended to reach a light guide connector 207a located at an end of the light guide 204. The endoscope 201 has a channel 232 through which the laser probe 231 connected to the therapy laser apparatus 230 can be inserted, the channel 232 extending from the portion adjacent to the hand of the operator to the distal portion of the endoscope 201. Thus, the laser probe 231 can be inserted into the channel 232 to project over the distal portion of the endoscope 201.

[0154]

The laser beam apparatus 202 and the normal observation light source apparatus 203 are connected to the light-distribution adapter 208 that switches light to be introduced into the endoscope 201. The light guide connector 207a of the endoscope 201 is connected to the light-distribution adapter 208 so that excitation light emitted by the laser beam apparatus 202 or normal light emitted by the normal observation light source apparatus 203 is, through the light-distribution adapter 208, introduced into the light guide 204 of the endoscope 201 so as to be emitted through the distal portion of the endoscope 201.

[0155]

The light-distribution adapter 208 comprises an irradiation light switch means 211 constituted by a movable mirror 209 placed in the optical path for light emitted by the laser beam apparatus 202 or the normal observation light source apparatus 203 and a driver 210 for operating the movable mirror 209 so that the angle of the movable mirror 209 is selectively switched. Thus, excitation light or normal light is introduced to the rear end surface of the light guide 204 of the endoscope 201.

[0156]

A light-receiving adapter 212 is connected to the ocular portion 206 of the endoscope 201. A normal-light camera 213 serving as a normal image receiving portion and a fluorescence-light camera 214 serving as a fluorescence image receiving portion are connected to the light-receiving adapter 212. Each of the imaging means captures a normal image and a fluorescence image. The normal-light camera 213 comprises an imaging optical system and a CCD 215 serving as an image sensing device so as to capture an image (a normal image) of a subject area to be observed which has been irradiated with normal light emitted by the normal observation light source apparatus 203.

[0157]

The fluorescence-light camera 214 comprises an imaging optical system, a rotation filter 216 for permitting a fluorescence component having a wavelength in a predetermined band to pass through, an image intensifier (hereinafter abbreviated to an "I.I.") 218 for amplifying the image transmitted through the rotation filter 216, a CCD 219 for capturing an output image from the I.I. 218, and a therapy laser beam blocking filter 233 placed between the rotation filter 216 and the I.I. 218 and serving as a filter means for blocking the therapy laser beam. Thus, the fluorescence-light camera 214 photographs a fluorescence image of the subject area to be observed that can be obtained by the irradiation with excitation light emitted by the laser beam apparatus 202. The rotation filter 216 has a band-pass filter for permitting light having a wavelength, for example, $\lambda_1 = 480 \text{ nm}$ to 520 nm to pass through and a band-pass filter for permitting light having a wavelength, for example, $\lambda_2 = 630 \text{ nm}$ or longer, the rotation filter 216 being formed into a disc-like shape. When the rotation filter 216 is rotated, the foregoing filters are sequentially inserted into the optical path to permit fluorescence light components having the corresponding wavelength band to pass through. As the therapy laser beam blocking filter 233, a ultraviolet blocking filter is used when ultraviolet light is used as the therapy laser beam. When infrared excitation light is used, an infrared-ray blocking filter is used. Thus, the wavelength component of the therapy laser beam can be filtered (blocked) to inhibit passing of the same.

[0158]

The light-receiving adapter 212 comprises a photographing switch means 222 constituted by a movable mirror 220 placed in the optical path for the image of the object that has been transmitted to the ocular portion 206 of the endoscope 201 and a driver 221 for operating the movable mirror 220. By selectively switching the angle of the movable mirror 220, the fluorescence-light camera 214 and the normal-light camera 213 are switched such that the object image obtained by the endoscope 201 is introduced into the normal-light camera 213 or the fluorescence-light camera 214.

[0159]

The endoscope 201, the light-receiving adapter 212 and the fluorescence-light camera 214 constitute a fluorescence collection means.

[0160]

A camera control unit (a CCU) 223 is connected to the normal-light camera 213 so that a photography signal (a normal image signal) which is the output from the CCD 215 is signal-processed by the CCU 223. Thus, a video signal of a normal image can be generated.

[0161]

The fluorescence image processing apparatus 224 serving as the fluorescence image processing means is connected to the fluorescence-light camera 214 to receive a photography signal (a fluorescence image signal) which is the output from the CCD 219. The photography signal is processed by the fluorescence image processing apparatus 224 so that a video signal of the fluorescence image is generated.

[0162]

Furthermore, a timing controller 225 for controlling the operation timing of each unit is provided to transmit a timing signal to each of the driver 210 of the light-distribution adapter 208, the driver 221 of the light-receiving adapter 212, the drive motor 217 of the rotation filter 216 and the fluorescence image processing apparatus 224.

[0163]

The CCU 223 and the fluorescence image processing apparatus 224 are connected to a video switcher 226 serving as an image switching means. A normal image signal, which is the output from the CCU 223 and which can be obtained by the normal observation means, and a fluorescence image signal, which is the output from the fluorescence image processing apparatus 224 and which can be obtained by the fluorescence observation means are selectively switched by the video switcher 226. A foot switch 227 for manually controlling the image switching operation and a video switching controller 228 are connected to the video switcher 226, the video switching controller 228 being arranged to detect the quantity of fluorescence light having a wavelength greater than excitation light in accordance with the fluorescence image signal that has been processed by the fluorescence image processing apparatus 224 to make a signal for identifying a diseased area to transmit the diseased area identification signal so as to automatically control switching of the image. A monitor 229 is connected to the output terminal of the video switcher 226 so that the fluorescence image signal or the normal image signal selected by the video switcher 226 is received. Thus, the fluorescence image or the normal image is displayed on the monitor 229.

[0164]

When an observation is performed with the fluorescence diagnosing and therapy apparatus according to this example, first an instruction made with the timing control signal supplied by the timing controller 225 causes the light-distribution adapter 208 and the light-receiving adapter 212 to switch the light source and the camera so that the fluorescence observation state or the normal observation state is selected. At this time, the timing controller 225 synchronizes the process to be performed in the fluorescence image processing apparatus 224 and the operations of the movable mirror 209 of the light-distribution adapter 208, the movable mirror 220 of the light-receiving adapter 212 and the rotation filter 216 of the fluorescence-light camera 214.

[0165]

The light-distribution adapter 208 causes the driver 210 to move the movable mirror 209 to switch normal light emitted by the lamp 203a of the normal observation light source apparatus 203 and the excitation light emitted by the laser beam apparatus 202 to introduce selected light into the light guide 204 of the endoscope 201. Light introduced by the light-distribution adapter 208 is allowed to pass through the light guide 204 to reach the distal portion of the endoscope 201 so that the subject area to be observed and located in front of the endoscope 201 is irradiated with light. A normal image or a fluorescence image obtained from light used to irradiate the subject area to be observed is transmitted to the ocular portion 206 adjacent to the operator by the image guide 205 passing through the endoscope 201.

[0166]

The light-receiving adapter 212 causes the driver 221 to operate the movable mirror 220 to switch the camera for transmitting the image supplied from the ocular portion 206 of the endoscope 201 so that the normal image is introduced into the normal-light camera 213 and the fluorescence image is introduced into the fluorescence-light camera 214.

[0167]

The object image (the normal image) irradiated with normal light is captured by the CCD 215 included by the normal-light camera 213. A photography signal of the normal image is transmitted to the CCU 223 so as to be signal-processed. Thus, it is, as a normal image signal, transmitted to the video switcher 226.

[0168]

The fluorescence image of the subject area to be observed that can be obtained by the irradiation with excitation light is, in the fluorescence-light camera 214, subjected to a process of transmitting the fluorescence component having wavelengths λ_1 and λ_2 to be performed by the rotation filter 216. The fluorescence image is optically amplified by the I.I. 218 and it is captured by the CCD 219. The photography signal of the fluorescence image is signal-processed by the fluorescence image processing apparatus 224 so as to be transmitted to the video switcher 226 as a fluorescence image signal. The fluorescence components having wavelengths λ_1 and λ_2 separated by the rotation filter 216 have different intensities of fluorescence light between a healthy area and a diseased area. That is, the healthy area and the diseased area cause the fluorescence spectral intensities to be different from each other. Thus, the signal process performed by the fluorescence image processing apparatus 224 is able to generate a fluorescence image signal in which the healthy area and the diseased area are distinguished from each other.

[0169]

The normal image and the fluorescence image supplied to the video switcher 226 are switched in response to the diseased area identification signal supplied from the video switch controller 228. If a diseased area has been detected in the fluorescence image of the subject area to be observed, the fluorescence image is transmitted to the monitor 229. In the other cases, the normal image is transmitted to the monitor 229. Thus, the normal image or the fluorescence image is displayed on the monitor 229. Although the video switcher 226 selects the normal image or the fluorescence image in accordance with the identification signal to transmit the selected image, the image can be switched in accordance with an instruction issued from the foot switch 227.

[0170]

A case where the laser beam irradiation therapy is performed with the fluorescence diagnosing and therapy apparatus according to this example while performing the fluorescence diagnosis will now be described. The laser probe 231 connected to the therapy laser apparatus 230 is inserted into the channel 232 of the endoscope 201 to project the same over the distal portion of the endoscope 201. Then, the therapy laser beams supplied by the therapy laser apparatus 230 are used to irradiate the area to be cured, such as a diseased area. As a result of the irradiation with the laser beams, the area irradiated with the laser beams is denatured, coagulated or transpired so that the treatment is performed.

[0171]

In the fluorescence-light camera 214, the therapy laser beam blocking filter 233 for protecting the I.I. 218 is placed in front of the I.I. 218. Therefore, the components having the wavelength of the therapy laser beam is removed by the therapy laser beam blocking filter 233. Thus, damage of the I.I. 218 by reflected light of the therapy laser beam can be prevented. Note that the therapy laser beam has a wavelength different from that of the fluorescence image obtainable by excitation light so that influence upon the fluorescence image is prevented.

[0172]

The therapy laser beam emitted through the laser probe 231 is arranged to a predetermined position of the fluorescence image, for example, on an extension line of the opening portion of the channel 232 of the endoscope 201. Note that the leading portion of the laser probe 231 may have a structure that can be bent under external control to irradiate a desired area with the therapy laser beam while performing the fluorescence observation.

[0173]

Since the area irradiated with the therapy laser beams does not emit fluorescence light even if it is irradiated with excitation light, the fluorescence image of the subject area to be observed is divided into three areas, which consist of a healthy area, a diseased area and an area irradiated with the laser beams (treated area), depending upon the state of fluorescence light (the intensity of fluorescence spectrum).

[0174]

In this embodiment, the fluorescence image displayed on the monitor 229 is displayed in a pseudo-color manner such that the normal area is displayed in, for example, green, a diseased area (an abnormal area due to disease) is displayed in red and an area irradiated with excitation light and therefore emitting no fluorescence light is displayed in white or black, which is different from the colors for the normal area and the diseased area. Therefore, the state of treatment performed by the irradiation with excitation light is displayed on the fluorescence image so that the state of the treatment is easily recognized. Therefore, the diseased area can be detected and the laser beam irradiation treatment can be performed while discriminating the diseased area and the area to be treated.

[0175]

As described above, the fluorescence-light camera of the fluorescence diagnosing apparatus is arranged in such a manner that the therapy laser beam blocking filter is placed in front of the optical path for the image intensifier and the laser probe is enabled to be inserted into the channel in the fluorescence diagnosing endoscope. Therefore, a therapy by means of coagulation, transpiration or the like using the therapy laser beam can easily be performed. Furthermore, the normal area and the abnormal area can be distinguished from each other in a fluorescence image, and the area treated and cured by the irradiation of the laser beams is pseudo-color-displayed in a color different from colors of the normal area and the abnormal area. Thus, the cured and treated area can easily be identified. Therefore, the therapy and treatment by means of the irradiation with excitation light can reliable and easily be performed while confirming the state of treatment.

[0176]

Referring to FIG. 20, a second embodiment of a fluorescence diagnosing and therapy apparatus that is capable of simultaneously performing the fluorescence observation and the laser treatment will now be described.

[0177]

In the second embodiment, a function is provided, which controls the emission of therapy laser beam in accordance with the state of the fluorescence image, in addition to the structure of the apparatus shown in FIG. 19. That is, a fluorescence diagnosing and therapy apparatus according to this example has an arrangement such that the fluorescence image processing apparatus 224 for processing a photography signal of the fluorescence image captured by the fluorescence-light camera 214 is also connected to the therapy laser apparatus 230. Thus, the fluorescence image processing apparatus 224 transmits a signal for controlling emission of laser beams to the therapy laser apparatus 230.

[0178]

The other structures are the same as those of the first embodiment shown in FIG. 19 and their descriptions are omitted.

[0179]

Excitation light emitted by the laser beam apparatus 202 is used to irradiate a subject area to be observed; a fluorescence image of the subject area to be observed is captured by the fluorescence-light camera 212; the fluorescence image processing apparatus 224 processes the image to make a fluorescence image; and the fluorescence image is displayed on the monitor 229 so that the fluorescence observation and therapy are performed. As described above, the therapy laser beam emitted by the therapy laser apparatus 230 is emitted through the leading portion of the laser probe 232 through the endoscope 201 to irradiate an aimed area so that the laser beam irradiation therapy is performed while performing the fluorescence diagnosis.

[0180]

The fluorescence image to be observed is displayed in pseudo color similar to the first embodiment such that the normal area is displayed in green, the diseased area is displayed in red and an area treated by the laser beam irradiation and therefore emitting no fluorescence light is displayed in white or black, that is different from the colors of the healthy area and the diseased area. While observing the fluorescence image and performing the fluorescence diagnosis, the therapy laser beam is emitted.

[0181]

The fluorescence image of the treatment area obtained by the fluorescence image processing apparatus 224 is used to determine the range or the state of the treatment of the diseased area. Furthermore, a laser beam emission control signal is transmitted in accordance with the state of the fluorescence image to control the emission of the therapy laser apparatus 230.

[0182]

The fluorescence diagnosis enables the extent of the diseased area to be confirmed and that extent to be cured by irradiation with the laser beams. At this time, the diseased area is gradually reduced due to the irradiation with the laser beams such that the red area is reduced and black and white area indicating the areas (the coagulated areas and the transpired areas) that are irradiated with the laser beams are enlarged in the fluorescence image displayed on the monitor 229. When all diseased areas have been irradiated with the laser beams, the red areas indicating the diseased area

disappear. In this embodiment, if a red area (that is, a diseased area) is present in the fluorescence image, the fluorescence image processing apparatus 224 transmits the signal for controlling the emission of the laser beams to the therapy laser apparatus 230 in accordance with the fact that a signal indicating a diseased area is present. The therapy laser apparatus 230 emits the therapy laser beam. When the red areas have disappeared in the fluorescence image and the signal for controlling the emission of the laser beams has been turned off due to the disappearance of the signal indicating the diseased area, the therapy laser apparatus 230 inhibits the emission of the therapy laser beams.

[0183]

As described above, the emission of the therapy laser beam is controlled in accordance with the state of the fluorescence image. Therefore, the irradiation with laser beams can automatically be performed while discriminating the diseased area in accordance with the displayed fluorescence image. As a result, the required and minimum irradiation with laser beams can be performed to cure the diseased area with the laser beam. Consequently, a safe and efficient therapy by the irradiation with laser beams can be performed.

[0184]

The other operations and effects are the same as those obtainable from those of the example shown in FIG. 19.

[0185]

FIG. 21 illustrates the structure of a third embodiment of a fluorescence diagnosing and therapy apparatus that is capable of simultaneously performing the fluorescence observation and the laser therapy operation.

[0186]

In addition to the structure of the example shown in FIG. 20, a function for controlling switching between a fluorescence image and a normal image in accordance with the state of emission of the therapy laser beam is provided. That is, a fluorescence diagnosing and therapy apparatus according to this example has an arrangement that the therapy laser apparatus 230 for emitting the therapy laser beam is also connected to the video switching controller 228 so that a laser beam emission signal is transmitted from the therapy laser apparatus 230 to the video switching controller 228.

[0187]

The other structures are the same as those of the example shown in FIG. 19 and their descriptions are omitted.

[0188]

When the laser beam irradiation therapy is performed by emitting the therapy laser beam by the therapy laser apparatus 230 while performing the fluorescence observation and diagnosis, this example has an arrangement in which the laser beam emission signal is transmitted by the therapy laser apparatus 230 to the video switching controller 228 when the laser beams are emitted so that switching of the image to be observed, which is displayed on the monitor 229, is controlled. When the video switching controller 228 has received the laser beam emission signal, it controls switching of the video switcher 226 to fix the image signal to be transmitted to the monitor 229 to a normal image which is a visible image. Thus, a normal image is displayed on the monitor 229 and the fluorescence image is turned off. That is, the area to be cured is observed on the normal image during the period in which laser beam irradiation therapy is being performed.

[0189]

At this time, the state of treatment (the change in the range of the diseased area) is recognized in accordance with the fluorescence image obtained by the fluorescence image processing apparatus 224 similarly to the example shown in FIG. 20. When the signal representing the diseased area has disappeared, the signal for controlling the emission of the laser beam to be transmitted to the therapy laser apparatus 230 is turned off so that the emission of the therapy laser beam is inhibited.

[0190]

As described above, switching between the fluorescence image and the normal image is controlled in accordance with the state of the emission of the therapy laser beam. Thus, the normal image, which is a visible image when the therapy laser beam is emitted, is displayed on the monitor to enable the area to be cured to be observed simultaneously with the naked-eye observation. In addition, a risk of the introduction of the therapy laser beam into the observed image can be eliminated. Therefore, the operator is able to safely and reliably perform the laser beam irradiation therapy.

[0191]

A fluorescence observation apparatus is shown in FIG. 22 which uses an infrared-ray source apparatus to serve as a light source for emitting infrared image for correcting the fluorescence image.

[0192]

The fluorescence observation apparatus according to this embodiment comprises, in place of the normal observation light source apparatus for supplying normal light for the normal observation, an infrared-ray source apparatus for emitting infrared rays for obtaining infrared image. Infrared irradiating rays emitted by the infrared-ray source 243a of the infrared-ray source apparatus 243 are supplied to the endoscope 241 through the light-distribution adapter 208.

[0193]

The light guide 244 for introducing light emitted by the excitation light laser beam apparatus 202 or the infrared-ray source apparatus 243 and an image guide 245 for transmitting the observed image to the ocular portion 246 placed at the rear end are inserted into the endoscope 241. A light guide connector 247a placed at the end of the universal cord 247, through which the light guide 244 is inserted, is connected to the light-distribution adapter 208.

[0194]

The fluorescence-light camera 214 and the infrared camera 248 are connected to the light-receiving adapter 212 that is mounted on the ocular portion 246 of the endoscope 241 in which becomes a fluorescence collection means and an infrared-ray collection means. Thus, the infrared image and the fluorescence image can be photographed by the corresponding image sensing means. The fluorescence-light camera 214 is connected to the fluorescence image processing apparatus 249 so that an image signal of the fluorescence image photographed by the fluorescence-light camera 214 is supplied to the fluorescence image processing apparatus 249 so as to be signal-processed.

[0195]

The infrared camera 248 is, through the CCU 223, connected to the fluorescence image processing apparatus 249 so that an image signal of the infrared image photographed by the infrared camera 248 is signal-processed by the CCU 223 so as to be supplied to the fluorescence image processing apparatus 249. In accordance with the infrared image signal, the fluorescence image signal is corrected so that a video signal of the fluorescence image is generated. An output terminal of the fluorescence image processing apparatus 249 is connected to the monitor 229 so that a fluorescence image, which is the output from the fluorescence image processing apparatus 249, is displayed on the monitor 229.

[0196]

The other structures that are the same as those of the first embodiment shown in FIG. 19 are given the same reference numerals and their descriptions are omitted.

[0197]

When a fluorescence image is observed with the fluorescence observation apparatus, the timing controller 225 synchronizes the operation timing of each of the movable mirror 209 of the light-distribution adapter 208, the movable mirror 220 of the light-receiving adapter 212 and the rotative filter 216 of the fluorescence-light camera 214 so that switching of the light-distribution adapter 208 and the light-receiving adapter 212 is controlled. Thus, the light source and the camera are switched.

[0198]

The light-distribution adapter 208 switches excitation light emitted by the laser beam apparatus 202 and infrared rays emitted by the infrared-ray source apparatus 243 to introduce selected light to the light guide 244 of the endoscope 241. Light introduced from the light-distribution adapter 208 is allowed to pass through the light guide 244 to be transmitted to the leading end of the endoscope 241 so that the subject area to be observed and positioned in front of the leading portion is irradiated with light. Light returned from the subject area to be observed is, as a fluorescence image or an infrared image, transmitted to the ocular portion 246 adjacent to the operator through the image guide 245 that passes through the endoscope 241.

[0199]

The light-receiving adapter 212 switches the camera for transmitting an image obtained at the ocular portion 246 of the endoscope 241 so that the fluorescence image is introduced into the fluorescence-light camera 214 and the infrared image is introduced into the infrared camera 248.

[0200]

An image of an object (an infrared image) irradiated with infrared rays is captured by the CCD 215 built in the infrared camera 248 so that the thus-captured infrared image signal is transmitted to the CCU 223 so as to be signal-processed. As a result, the object image is, as an infrared image signal, transmitted to the fluorescence image processing apparatus 249.

[0201]

The fluorescence image (the observed fluorescence image) obtained by irradiating the subject area to be observed with excitation light is, by the rotative filter 216 of the fluorescence-light camera 214, subjected to an operation in which the fluorescence components in the two wavelength bands, in which the ratio of the normal area and the diseased area has different ratios of the intensities of fluorescence light, are filtered. Then, the light level of the fluorescence image is amplified by the image intensifier 218 so that the fluorescence image is captured by the CCD 219. A signal representing the captured fluorescence image is transmitted to the fluorescence image processing apparatus 249.

[0202]

The fluorescence image processing apparatus 249 signal-processes the fluorescence image signal supplied from the fluorescence-light camera 214 to generate a fluorescence image signal with which the healthy area and the diseased area can be separated and distinguished from each other by the foregoing pseudo-color display method. Thus, a fluorescence image is displayed on the monitor 229.

[0203]

The infrared image obtained due to the irradiation with the infrared rays emitted by the infrared-ray source apparatus 243 is formed into an image having a brightness level which is in proportion to the blood volume. Therefore, information indicating the quantity of blood volume in the subject area to be observed can be obtained from the infrared image. Since the fluorescence image is considerably affected by the blood in the subject area to be observed, the fluorescence diagnosis can sometimes be performed erroneously depending upon the blood volume. Accordingly, the fluorescence image processing apparatus 249 corrects the fluorescence image signal in accordance with the infrared image signal supplied from the CCU 223 such that, for example, the signal level is lowered/raised in accordance with the quantity of the

blood volume. Thus, a fluorescence image, from which the influence of the difference in the blood volume in the subject area to be observed is eliminated, can be formed.

[0204]

As described above, this example is able to correct the influence occurring due to the difference in the blood volume in the subject area to be observed and effecting on the fluorescence image. Therefore, the fluorescence diagnosis can be performed accurately without the influence of the blood volume.

[0205]

An example of a guide pipe for introducing the fluorescence observation endoscope into a subject area will now be described with reference to FIGS. 23 and 24. FIG. 23 illustrates the structure of a fluorescence observation apparatus. FIG. 24 is a perspective view which illustrates the guide pipe shown in FIG. 23.

[0206]

A fluorescence observation apparatus according to this example comprises a guide means for introducing an endoscope 201 to be inserted into the body cavity to a subject area, the guide means being a guide pipe 251 which comprises a trachea tube or a trocar. An excitation-light guide 252 connected to the laser beam apparatus 202 and serving as a light introducing means for introducing excitation light emitted by the excitation light generating apparatus is inserted into the guide tube 251 from the position adjacent to the hand of the operator to the leading portion of the guide tube 251. Thus, excitation light can be introduced from the laser beam apparatus 202. As shown in FIG. 24, the excitation-light guide 252 has a leading portion that appears on the leading surface of the guide tube 251 so that excitation light 253 emitted by the laser beam apparatus 202 emits through the leading portion. In the structure shown in FIG. 24, four excitation-light guides 252 are inserted so as to uniformly and forwards emit excitation light 253.

[0207]

In this embodiment no light-distribution adapter for switching the light source is provided. An end of a universal cord 207 of the endoscope 201 is directly connected to the normal observation light source apparatus 203 so that normal light emitted by the normal observation light source apparatus 203 is introduced into a light guide 204 in the endoscope 201 so as to be emitted by the distal portion of the endoscope 201.

[0208]

A normal-light camera 213 and a fluorescence-light camera 214 are, through a light-receiving adapter 212, connected to an ocular portion 206 of the endoscope 201. A CCU 223 for signal-processing a normal image signal photographed by the normal-light camera 213 and a fluorescence image processing apparatus 224 for signal-processing a fluorescence image signal photographed by the fluorescence-light camera 214 are connected to a video switcher 226. The video switcher 226 selectively switches the normal image signal supplied from the CCU 223 and the fluorescence image signal supplied from the fluorescence image processing apparatus 224 in accordance with an instruction issued from a foot switch 227 to transmit the selected image signal to a monitor 229.

[0209]

When the fluorescence light observation is performed with the fluorescence observation apparatus according to this example, a guide tube 251, such as the trachea tube or the trocar, is inserted to a subject area to be observed in the body cavity. Then, the insertion portion of the endoscope 201 is inserted into an inner hole of the guide tube 251 so that the endoscope 201 is inserted into the body cavity until it reaches the subject area to be observed. When the normal light observation is performed, white normal light emitted by normal observation light source apparatus 203 is used to irradiate the subject area to be observed through the light guide 204 of the endoscope 201. Then, the normal-light camera 213 photographs a normal image to generate a normal image video signal.

[0210]

When the fluorescence light observation is performed, the subject area to be observed is irradiated with excitation light emitted by the laser beam apparatus 202 through the excitation-light guide 252 inserted into the guide tube 251. Then, a fluorescence image is photographed by the fluorescence-light camera 214 to generate a fluorescence image video signal.

[0211]

The normal image signal and the fluorescence image signal can arbitrarily be switched in accordance with an instruction issued from the foot switch 227 and the selected signal is transmitted to the monitor 229 so as to be displayed.

[0212]

As described above, this example comprises the excitation light introducing means that is provided individually from the light guide of the endoscope. Furthermore, the guide tube connected to the endoscope is provided. Thus, a wide area can uniformly be irradiated with excitation light, causing an excellent fluorescence image to be obtained. Therefore, an accurate fluorescence light diagnosis can be performed.

[0213]

FIG. 25 illustrates an example of the structure of the fluorescence observation apparatus having a parent scope and a baby scope as a type of an endoscope in which has a small diameter and which is inserted into the channel of an endoscope.

[0214]

In the fluorescence observation apparatus of this embodiment, an endoscope 260 for performing the fluorescence observation is provided with a parent scope 261 with a bigger diameter and a baby scope 262 with a small diameter which is inserted into the channel of the parent scope 261.

[0215]

A parent scope 261 is connected to a normal observation light source apparatus 203 for generating white light from the end portion of a light guide located inside a universal cord 263. A normal-light camera 213 is connected to an ocular portion 264 placed at the side portion of a handle portion adjacent to the hand of an operator. The normal-light camera 213 is connected to a video signal processing apparatus (CCU) 223 which is connected to a monitor 265 for displaying a

normal endoscope image. Therefore, a normal observation image obtained by the parent scope 261 is displayed on the endoscope image monitor 265.

[0216]

The baby scope 262 is connected to a laser beam apparatus 202 for generating excitation light at the end portion of a light guide passing through a universal cord 266. A fluorescence-light camera 214 as a light-receiving means is connected to an ocular portion 267 placed at the side portion of a handle portion adjacent to the hand of an operator. The fluorescence-light camera 214 is connected to a fluorescence image processing apparatus 224 which is connected to a monitor 268 for displaying a fluorescence image. Therefore, a fluorescence observation image obtained by the baby scope 262 is displayed on the fluorescence observation image monitor 268.

[0217]

When the observation is performed with the fluorescence observation apparatus, the baby scope 262 is inserted into the channel of parent scope 261. Therefore, when the parent scope 261 is inserted into the body cavity, the leading portions of the parent scope 261 and the baby scope 262 are guided to a subject area to be observed. The baby scope 262 is designed to project from the channel aperture of the parent scope 261 which the opening is located on the other side of the baby scope 262 entrance to the parent scope 261 as shown in Fig. 25.

The parent scope 261 irradiates white light to the subject area and obtains a normal observation image. Then, the normal-light camera 213 photographs the normal image and the normal image signal from the camera is signal-processed by a CCU 223. Thus, the normal image is displayed on the endoscope image monitor 265.

[0218]

Excitation light from the baby scope 262 is irradiated to the subject area to be observed and a fluorescence observation image is obtained by the baby scope 262. Then, the fluorescence-light camera 214 photographs the fluorescence observation image to generate a fluorescence observation image signal and the signal is processed by the fluorescence image processing apparatus 224. Thus, the fluorescence observation image is displayed on the fluorescence image monitor 268.

[0219]

As described above, the parent and the baby scope are used for endoscopy and the baby scope 262 can perform the fluorescence. That is, the fluorescence observation and diagnosis can be performed even in a small tubular cavity because the baby scope 262 has a small diameter. Thus, by using the baby scope for the fluorescence observation as well as the other treatment tools during normal endoscope examination, efficient diagnosis and treatment can be performed.

[0220]

[Additional Remarks]

(3-1)

A fluorescence diagnosing and therapy apparatus comprises: an excitation light source means to generate excitation light having the wavelength for generating fluorescence light, a fluorescence light collection means for detecting fluorescence light emitted from the subject area in accordance with the excitation light from the excitation light source means, a therapy laser beam generating means for generating a therapy laser beam having the energy which is capable of treating a diseased area in the subject area, a laser beam guide means to guide the therapy laser beam into the aimed area to be treated, a fluorescence light image processing means to generate a fluorescence observation image which is capable of distinguishing a healthy area and a diseased area and an area irradiated with the therapy laser beam by the fluorescence spectral intensities of the fluorescence image obtained by the fluorescence light collection means.

[0221]

According to the structure of this embodiment, excitation light from the excitation light source means is irradiated to the subject area to be observed and a fluorescence image is obtained by the fluorescence light collection means which detects fluorescence light emitted from the subject area. The healthy area and the diseased area are distinguished from each other by the fluorescence image processing means in accordance with the fluorescence spectral intensities of the fluorescence image.

The therapy laser beam is irradiated to the aimed area by the therapy laser beam generating means and the laser beam guide means. According to the fluorescence spectral intensities, the fluorescence observation image is generated for distinguishing the healthy area and the diseased area and the area irradiated with the therapy laser beam is generated. Thus, the fluorescence diagnosis and treatment can be performed reliably and efficiently in order to discriminate the laser treated area of the fluorescence image on the screen.

Therefore, a diagnosing and therapy apparatus that is capable of performing the reliable detection of the diseased area of the fluorescence image and the prompt treatment of the area detected and the comprehension of the accurate condition of the treatment can be provided.

[0222]

(3-2)

A fluorescence diagnosing and therapy apparatus comprises: an excitation light source means to generate excitation light having the wavelength for generating fluorescence light, a fluorescence light collection means for detecting fluorescence light emitted from the subject area in accordance with the excitation light from the excitation light source means, a therapy laser beam generating means for generating a therapy laser beam having the energy which is capable of treating a diseased area in the subject TISSUE, a laser beam guide means to guide the therapy laser beam into the aimed area to be treated, a fluorescence light image processing means to generate a fluorescence observation image which is capable

of distinguishing an area irradiated with the therapy laser beam by the fluorescence image obtained by the fluorescence light collection means.

[0223]

(3-3)

The fluorescence diagnosing and therapy apparatus described in the additional remark (3-1) is provided with the therapy laser beam generating means which generates a therapy laser beam having a wavelength outside the visible region, the fluorescence collecting means having an image intensifier to amplify fluorescence light of the subject area to be observed, and a filter means to remove the wavelength of the therapy laser beams located in front of the image intensifier and the optical path of the image intensifier.

[0224]

According to this embodiment, the return light of the therapy laser beam of the laser beam generating means is removed by the filter means located in front of the image intensifier of the fluorescence collecting means. On the other hand, by the fluorescence collecting means, the fluorescence light obtained by irradiating excitation light to the subject area is guided to the image intensifier as to be amplified without the light removed by the filter means. Thus, the influence upon the fluorescence image caused by the therapy laser beam can be prevented. Therefore, the fluorescence diagnosis can be performed accurately.

[0225]

(3-4)

In the fluorescence diagnosing and therapy apparatus described in the additional remark (3-1) has the fluorescence image processing means which controls the emission of the laser beam of the therapy laser beam generating means in accordance with the state of the fluorescence image.

[0226]

According to this structure, when the fluorescence image processing means confirms that the diseased area in the fluorescence image has disappeared by irradiation with the therapy laser beam, the emission of the therapy laser beam of the therapy laser beam means is stopped. Thereby, the minimum irradiation with laser beam is performed so that the danger of irradiating too much therapy laser beams can be avoided and the treatment by irradiation with laser beams can be performed safely.

[0227]

(3-5)

The fluorescence diagnosing and therapy apparatus described in the additional remark (3-1) is provided with a normal observation means for generating a normal observation image of the subject area to be observed which is obtained by the illumination light for the normal observation and a image switching means to switch between the normal observation image from the normal observation means and the fluorescence observation image output from the fluorescence image processing means. In this apparatus, the switch of the image switching means is controlled in accordance with the state of the laser beam irradiation of the therapy laser beam generating means.

[0228]

According to this structure, when the laser beam of the therapy laser beam generating means is irradiated, the image is switched to the normal observation image from the normal observation means by the image switching means. Thus, when the therapy laser beam is irradiated, the normal observation image is displayed. Therefore, the laser beam irradiation can be performed safely.

[0229]

(3-6)

A fluorescence observation apparatus comprises: an excitation light source means to generate excitation light having the wavelength for generating fluorescence light, a fluorescence light collection means for detecting fluorescence light emitted from the subject area in accordance with the excitation light from the excitation light source means, an infrared-ray source means for generating an infrared-ray, an infrared-ray collection means to obtain an infrared-ray image from the subject area irradiated with an infrared-ray beam by the infrared-ray source means, and a fluorescence image processing means to correct the image signal of the fluorescence observation image obtainable by the fluorescence collection means based on the blood volume in the subject area to be observed which is obtained by the infrared-ray collection means.

[0230]

According to this structure, the infrared-ray image which indicates the blood volume in the subject area to be observed is obtained by the infrared-ray irradiation by the infrared-ray collection means. The fluorescence image processing means generates the image signal of the fluorescence image which is corrected according to the image signal of the infrared-ray image. Therefore, the fluorescence diagnosis can be performed accurately without the influence of the blood volume in the subject area to be observed.

[0231]

(3-7)

A fluorescence observation apparatus comprises: an excitation light source means to generate excitation light having the wavelength for generating fluorescence light, a fluorescence light collection means to detecting fluorescence light emitted from the subject area in accordance with the excitation light from the excitation light source means, a light guide means to guide excitation light from the excitation light source means to the subject area to be observed, a tubular guide means to

provide the light guide means to the leading portion, and an endoscope which is passed through inside of the light guide means and which is to obtain the fluorescence image collected by the fluorescence light emitted from the subject area to be observed which is irradiated with the excitation light from the excitation light source means.

[0232]

According to this structure, excitation light is irradiated to the subject area to be observed by the excitation light source means through the light guide means which is located inside of the guide means. The endoscope passing through the guide means obtains the fluorescence image by collecting fluorescence emitted from the subject area irradiated with excitation light. Thus, by providing the excitation light guide means to the guide means which passes through the endoscope, a wide area can uniformly be irradiated with excitation light. Therefore, an accurate fluorescence light diagnosis can be performed.

[0233]

In order for a fluorescence observation apparatus to stably and accurately diagnose whether an organism's tissue is healthy or not, it is important to uniformly irradiate excitation light through an endoscope and like to a subject area to be observed and uniformly receive fluorescence light emitting from the organism's tissue. However, when fluorescence observation is performed on a subject area to be observed, such as the intestine having a rough surface on the tissue, the rough surface of the organism's tissue cannot uniformly be irradiated with excitation light and fluorescence light emitted from the organism's tissue cannot uniformly be received. Therefore, the fluorescence observation cannot be performed stably and accurately.

Since an internal organ, such as the liver, having no space therein (hereinafter expressed as the "solid organ") has no space between the organism's tissue and the endoscope, the subject area to be observed cannot be observed with fluorescence light because fluorescence light generated by the organism's tissue irradiated with excitation light cannot be received.

[0234]

Accordingly, by providing the components for an endoscope as follows in order to make uniform the irradiation of the organism's tissue of the subject area to be observed that has a rough surface or a solid organ and by uniformly receiving fluorescence light generated by the organism's tissue, the fluorescence observation apparatus which can stably and accurately perform fluorescence observation of a subject area to be observed can be provided.

[0235]

With reference to FIG. 26 through FIG. 28, an example of a space forming means of a fluorescence observation apparatus is explained. FIG. 26 illustrates the general structure of a fluorescence observation apparatus. FIG. 27 illustrates a transparent cover serving as a space forming means to be provided in the distal portion of the endoscope of the fluorescence observation apparatus. FIG. 28 illustrates the operation of the endoscope having a transparent cover as a space forming means which is provided in the distal portion of the endoscope.

[0236]

As shown in FIG. 26, the fluorescence observation apparatus 300 is provided with an optical endoscope 310 (hereafter abbreviated to an endoscope) in which an observation optical system 312 and an illumination light optical system 313 in the insertion portion 311 is arranged, a light source apparatus 320 to supply illumination light to the endoscope 310, and an image detecting apparatus 330 to photographing an irradiated area by the illumination light.

[0237]

The light source apparatus 320 is provided with a normal observation light source apparatus 322 having a xenon lamp 321 to provide illumination light for normal observation to the illumination light optical system 313 in the endoscope 310, and a fluorescence observation light source apparatus 323 to supply He-Cd laser beam, etc.

[0238]

Illumination light irradiated by the normal observation light source apparatus 322 is passed through a optical lens 324a of a light source adapter 325 which is adjacent to the light source apparatus 322 through a relay lens 321a and reflected by the reflecting mirror 326. Then, the illumination light collected by the optical lens 324c is projected to the end surface of a light guide 316 inside of a universal cord 315 which is extending from the side of a handle portion 314 of the endoscope. The illumination light is irradiated from the illumination light optical system 313 which is guided to the leading portion of the light guide 316.

[0239]

Laser beams generated by the fluorescence observation light source apparatus 323 attached to the light source adapter 325 is passed through a optical lens 324b of the light source adapter 325 through a light guide cable 323a. The laser beam collected by a optical lens 324c and projected on the end surface of the light guide 316 which is extending from the endoscope 310 and guided to the leading portion of the light guide 316. Then, the laser beam is irradiated from the illumination light optical system 313.

[0240]

The universal cord 315 extending from the side portion of a handle portion of the endoscope 310 is freely detachably connected to the light source adapter 325 through a connector 315a. An illumination light switching apparatus 328 controls the angle of the reflecting mirror 326, operated by a light source driver 327, to the position designated by a continuous line or a dashed line shown in FIG. 26 so as to collect illumination light from the normal observation light source 322, supplied by the light source adapter 325, and laser beams from the fluorescence observation light source 323, supplied by the fluorescence observation light source 323, on the end surface of the light guide through the optical lens 324c.

[0241]

That is, when the reflecting mirror 326 is positioned by the light source driver 327 to the location indicated by the solid line in the drawing, normal illumination light is focused on the rear end surface of the light guide and irradiated by the illumination light optical system 313. When the reflecting mirror 326 is positioned as a dashed line in the drawing, the laser beam for fluorescence observation by the fluorescence observation light source apparatus 323 is focused on the rear end surface of the light guide and irradiated by the illumination light optical system 313.

[0242]

In order to uniformly irradiate excitation light, which is passed through the illumination light optical system 313 of the endoscope 310, to the organism's tissue and uniformly receive fluorescence light, which is emitted from the organism's tissue irradiated with excitation light, by the observation optical system 312 of the endoscope 310, a transparent cover 370 with a cylindrical shape serving as the space forming means is, as shown in FIG. 27, attached to the leading portion of the insertion portion of the endoscope 310 and has a space portion 373 for forming a space between the distal portion of the endoscope 310 having the illumination light optical system 313 and the observation optical system 312 and the subject area to be observed.

The transparent cover 370 is made of, for example, sapphire glass, quartz glass, optical material such as BK-7 or transparent resin such as methacrylic resin or polycarbonate resin that has excellent transmissivity with respect to excitation light and fluorescence light.

[0243]

In order to protect the subject area to be observed from damage when the endoscope 310 having the transparent cover 370 is inserted/removed to and from the body cavity, a semi-spherical portion 371 is formed in the insertion portion of the transparent cover 370, the leading portion of the insertion portion is formed into a substantially semi-spherical shape or a semi-spherical portion 371 is formed at the side end of an opening 372 adjacent to the hand of an operator. In place of the semi-spherical portion 371, an inclined portion (not shown) may be formed.

[0244]

As shown in FIG. 26, the ocular portion placed at the rear end of the image guide 317 extending from the observation optical system 312 of the endoscope 310 is connected to the image detecting apparatus 330 comprising two cameras which are a normal observation camera 332 and a fluorescence observation camera 333 attached to the image detecting adapter 331.

[0245]

The image detecting apparatus 330, to which the normal observation camera 332 and the fluorescence observation camera 333 are connected, are fixed to the image detecting adapter 331 which is firmly connected to the ocular portion. The normal observation camera 332 contains an image-formation optical system 332a to photograph a subject area to be observed which is irradiated with a normal light by the normal observation light source apparatus 322 and a CCD 332b for normal observation. In the fluorescence observation camera 333, a rotation filter 333a to photograph the subject area irradiated with the laser beam from the fluorescence observation light source apparatus 332, a drive motor 333b to rotate the rotation filter 333a, an image formation optical system 333c to project an observation image of the subject area, an image intensifier (hereafter abbreviated to "I.I.") 333d to amplify weak fluorescence image and CCD 333e for fluorescence observation are placed.

[0246]

In the image detecting adapter 331, an image switching apparatus 334 is provided to switch between a normal observation image and a fluorescence observation image of the subject area transmitted to the ocular portion 318 so that each image is respectively guided to the normal observation camera 332 or the fluorescence observation camera 333.

[0247]

The image switching apparatus 334 comprises a driver 334a for photographing and a reflecting mirror 334b which is operated by the driver 334a. When normal light is irradiated from the illumination light optical system 313, the subject image is guided to the normal observation camera 332 by switching the reflecting mirror 334b operated by the photographing driver 334a to the position designated as the continuous line in the drawing. When fluorescence observation laser beam is irradiated from the illumination light optical system 313, the subject image is guided to the fluorescence observation camera 333 by switching the reflecting mirror 334b operated by the driver 334a to the position designated as the dashed line in the drawing.

[0248]

The subject image guided to the normal observation camera 332 is captured by the normal observation CCD 332b. The electrical signal of the subject image is transmitted to the video processor 340 connected to the normal observation camera 332 and converted into the image signal. The subject image guided to the fluorescence observation camera 333 is captured by the fluorescence CCD 333e, and the electrical signal of the subject image is transmitted to the image processing apparatus 351 of the fluorescence image processing apparatus 350 which is connected to the fluorescence observation camera 333 and converted into the image signal. The image signals converted in the image processing apparatus 351 and the video processor 340 go through a video switch unit 361 so that a normal image or a fluorescence image is selected to be displayed on a monitor 365 which is connected to a synchronous-control apparatus 360.

[0249]

The timing controller 362 provided in the synchronous-control apparatus 360 synchronously controls the illumination light switching apparatus 328, the image switching apparatus 334, and the video switch unit 361.

[0250]

A transfer switch such as a foot switch or a hand switch is shown in a reference numeral 369 and is connected to the timing controller 362 of the synchronous-control apparatus 360. The transfer switch 369 is connected to the driver 327 of the light source apparatus 320 and the driver 334a of the imaging apparatus 330 so that the reflecting mirror 326 of the illumination light switching apparatus 328 and the reflecting mirror 334b of the image switching apparatus 334 and the video switch unit 361 can be switched between a state of the normal observation or the fluorescence observation.

[0251]

The rotation filter 333a arranged in the fluorescence observation camera 333 is provided with a first filter for 480–420nm wavelength bands and a second filter for the wavelength band over 630nm. When a fluorescence image is observed by a He-Cd laser beam which irradiates 442nm wavelength violet light, the auto-fluorescence light emitted which is longer than the violet beam wavelength 442nm and the fluorescence image is captured by sequentially photographing by the first filter and the second filter of the rotation filter 333a in the fluorescence observation camera 333.

[0252]

The operation of the fluorescence observation apparatus 300 structured as mentioned above will be explained. When a subject area 381 of an organism's tissue having a rough surface is observed, the endoscope 310 is inserted into a position near the subject area to be observed in the body cavity in the foregoing normal observation state. At this time, the endoscope 310 can be easily inserted into the subject area to be observed as a result of the semispherical portion 371 formed in the leading portion of the transparent cover 370 without damage to the tissue.

[0253]

Then, the leading surface of the transparent cover 370 attached to the leading portion of the insertion portion of the endoscope as shown in FIG. 28 is brought into contact with the organism's tissue 380. Since the semi-spherical portion 371 is formed in the leading portion of the transparent cover 370, the contact with the organism's tissue 380 can be established without damage to the tissue. Therefore, the leading portion of the endoscope 30 can be brought to an optimum position with respect to a subject area 381 of the organism's tissue 380 having a rough surface.

[0254]

In the foregoing state, the reflecting mirror 326 of the illumination light switching apparatus 328 built in the light source adapter 325, the reflecting mirror 334b of the image switching apparatus 334 and the video switch circuit 361 are switched to the fluorescence observation side so that a He-Cd laser beam for excitation light is emitted by the fluorescence observation light source apparatus 323. Thus, excitation light passes through the illumination light optical system 313, the transparent cover 370, and the space portion 373 so that an area near the subject area to be observed is irradiated. The organism's tissue 380 emits fluorescence light. Fluorescence light generated by the organism's tissue 380 passes through the transparent cover 370 and the space portion 373 so as to be received by the observation optical system 312. Thus, a fluorescence image is displayed on the monitor.

[0255]

Since the subject area emits different spectral intensities of auto fluorescence light depending on the healthy area and the diseased area, the state of disease can be diagnosed by the different spectral intensities.

[0256]

By attaching the transparent cover having the space portion as the space forming means to the distal portion of the endoscope as described above, the transparent cover can be brought into contact with a position near the subject area to be observed that has a rough surface. Thus, the area adjacent to the subject area to be observed can be irradiated uniformly with excitation light. Furthermore, a fluorescence image obtained from excitation light can stably be observed. Since the gap between the leading surface of the endoscope and the subject area to be observed can be maintained at a predetermined distance because of the space portion of the transparent cover, fluorescence light generated by the subject area to be observed can be uniformly received. Thus, the fluorescence observation of the subject area to be observed which has a rough surface can be stably and accurately performed.

[0257]

The endoscope, to which the transparent cover is attached, is not limited to a direct-view-type endoscope having the observation optical system and the illumination optical system on the leading surface thereof. The endoscope may be an electronic endoscope, a side-view-type endoscope 310a arranged as shown in FIG. 29 or a front diagonal-view-type endoscope 310b having the structure as shown in FIG. 30. Each of the side-view-type endoscope 310a and the front diagonal-view-type endoscope 310b has a transparent cover 385 having a leading surface formed into a semi-spherical shape.

As shown in FIG. 31, the side surface of the transparent cover 385 is brought into contact with the organism's tissue 380 having a rough surface to observe a subject area 381 to be observed so that the fluorescence observation is performed stably and accurately.

[0258]

The space forming means to be attached to the side-view-type endoscope 310a and the front diagonal-view-type endoscope 310b is not limited to the transparent cover 385. A transparent cover 386 may be employed which is made of a tubular transparent member having two opening ends as shown in FIG. 32. By bringing the side surface of the transparent cover 386 to the subject area to be observed to perform the fluorescence observation, the fluorescence observation of the organism's tissue having a rough surface can be stably and accurately performed.

[0259]

As shown in FIGS. 33 and 34, a transparent cover 387 or 388 having a sharpened leading portion may be attached to the distal portion of the side-view-type endoscope 310a or the front diagonal-view-type endoscope 310b as shown in FIG. 35. By inserting the leading portion of the transparent cover 387 or 388 into a solid internal organ 380, a space portion 373 can be formed between the subject area 381 to be observed in the internal organ and the leading surface of the endoscope. As a result, the solid internal organ 380 can be irradiated with excitation light. Furthermore, fluorescence light can be received, and accordingly the fluorescence observation can stably and accurately be performed.

[0260]

FIG. 36 and FIG. 37 illustrates another example of the space forming means. FIG. 36 illustrates a state where an observation is being performed with a straight-type endoscope having a balloon as a space forming means. FIG. 37 illustrates a state where an observation is being performed with a diagonal-view type endoscope having the balloon as a space forming means.

[0261]

As shown in FIG. 36, this embodiment has an arrangement in which a transparent balloon 390 made of synthetic rubber having excellent transmissivity with respect to excitation light and fluorescence light is attached to the distal portion of the endoscope 30. Reference numeral 391 represents a thread-wound bonding portion for connecting the transparent balloon 390 to the distal portion of the endoscope.

[0262]

The transparent balloon 390 is, in a normal state, positioned at the distal portion of the endoscope as designated by a dashed line shown in FIG. 65. Therefore, when the endoscope 30 is inserted into the body cavity, the fluorescence endoscope apparatus is brought to a normal observation state and the endoscope 310 can be inserted into the position near the subject area to be observed. When the distal portion of the endoscope 310 reaches the position near the subject area to be observed, a fluid, such as water or air, is injected into the transparent balloon 390 through a channel (not shown) formed in the endoscope 310 to expand the transparent balloon 390 as designated by a continuous line shown in FIG. 65. Thus, a portion of the transparent balloon 390 is brought into contact with the organism's tissue 380 including the subject area 381 to be observed.

The other structures and operations of the fluorescence observation apparatus 300 are the same as those of the embodiment mentioned as above and the same elements are given the same reference numerals and their descriptions are omitted.

[0263]

In the foregoing state, the reflecting mirror 326 of the illumination light switching apparatus 328, the reflecting mirror 334b of the image switching apparatus 334 and the video switch circuit 361 are switched to the fluorescence observation side to emit a He-Cd laser for excitation light from the fluorescence observation light source apparatus 323. Thus, excitation light is allowed to pass through the illumination light optical system 313, the space portion 392, and the transparent balloon 390. As a result, the portion adjacent to the subject area to be observed is irradiated with excitation light. As a result, the subject area to be observed generates fluorescence light. Fluorescence light generated by the subject area to be observed is received by the observation optical system 312 through the transparent balloon 390 and the space portion 392. As a result, a fluorescence image is displayed on the monitor. Since the subject area emits different spectral intensities of auto fluorescence light depending on the healthy area and the diseased area, the state of disease can be diagnosed by the different spectral intensities.

[0264]

Since the transparent balloon for forming the expandable space portion serving as a space forming means is attached to the distal portion of the endoscope as described above, a portion of the transparent balloon is brought into contact with the subject area to be observed and the portion in the vicinity of the subject area to be observed can be irradiated with excitation light. Since the distance of the gap from the leading surface of the endoscope to the subject area to be observed is maintained at a constant distance, fluorescence light generated by the subject area to be observed can be received uniformly. Thus, the fluorescence observation of a subject area to be observed that has a rough surface can be performed stably and accurately.

[0265]

By attaching the transparent balloon 390 to the front diagonal-view-type endoscope 310b as shown in FIG. 37, it can easily be inserted to reach a position near the subject area to be observed in the tubular cavity. Furthermore, a portion of the transparent balloon 390 is brought into contact with the organism's tissue 380 including the subject area 381 to be observed by expanding the transparent balloon 390. Thus, the fluorescence observation can easily be performed. By expanding the transparent balloon 390 in the tubular cavity, the organism's tissue 380 is pressed and thus the quantity of the bloodstream is reduced. Therefore, fluorescence observation can be performed while preventing the influence of the bloodstream.

[0266]

[Additional Remarks]

(4-1)

A fluorescence observation apparatus, which can perform the fluorescence observation on a subject area to be observed by obtaining a fluorescence light emitted from a subject area irradiated with excitation light from an illumination light optical system of an endoscope capable of the normal observation and by photographing the fluorescence light by a fluorescence observation imaging apparatus connected to an observation optical system of the endoscope in order to diagnose degeneration of tissues of the organism or a state of the disease such as a cancer, is provided with a space forming means. The space forming means is made of optical materials for transmitting the excitation light and the fluorescence light and attached to the distal portion of the endoscope. When the space forming means contacts a subject area or punctures an organ, cavity is formed between the subject area to be observed and the distal portion of the endoscope.

[0267]

According to the structure of the fluorescence observation apparatus described above, the space forming means is brought into contact with the subject area to be observed and the subject area to be observed can be irradiated uniformly with excitation light through the space formed by the space forming means, and also, fluorescence light generated by the subject area to be observed can be received uniformly. Thus, since excitation light can be uniformly irradiated to organism's tissues such as a subject area having a rough surface or a subject area in a solid organ and fluorescence light emitted from the subject area can uniformly be received, the fluorescence observation can be performed stably and accurately.

[0268]

(4-2)

In the fluorescence observation apparatus described in the additional remark (4-1), the space forming means, which is attached to the distal part of the endoscope, is a transparent balloon for transmitting excitation light and fluorescence light.

[0269]

According to the fluorescence observation apparatus in this embodiment, excitation light can be irradiated uniformly and fluorescence light can be received uniformly by expanding the transparent balloon so that the transparent balloon is brought into contact with the subject area.

Thus, the organism's tissue such as a subject area having a rough surface or a subject area in a solid organ can be uniformly irradiated with excitation light. Also, the fluorescence light having less influence of the bloodstream can be uniformly received since the quantity of the blood stream is reduced by pressing the organism's tissue. Therefore, the fluorescence observation can be performed stably and accurately.

[0270]

Next, three examples of a fluorescence endoscope apparatus with which a fluorescence image suitable to perform a diagnosis can be obtained regardless of the distance to organism's tissues will be described with reference to FIGS. 38 to 45. First, the background of these examples will be explained.

[0271]

The conventional fluorescence observation light source apparatus always emits excitation light in a predetermined quantity so that the subject area to be observed is irradiated with excitation light. Therefore, fluorescence light in an adequate quantity cannot sometimes be obtained depending upon the state of the subject area to be observed or the distance to the position of the subject area, thus resulting in that a satisfactory fluorescence image cannot sometimes be obtained.

[0272]

FIG. 38(a) shows a case where the positional relationship between the light emission terminal for excitation light and the subject area to be observed is adequate. In this case, the intensity of fluorescence light is as shown in FIG. 38(c) such that a normal area has a characteristic as designated by a continuous line and a diseased area has a characteristic as designated by a dashed line having alternating long and two short dashes.

[0273]

At this time, excitation light is, as shown in FIG. 38(a), guided by the light guide 492 included in the endoscope 491 so as to be irradiated through a lens via the leading surface of the light guide 492 toward a subject area 493 to be observed.

[0274]

Fluorescence light emitted by tissue in the subject area 493 to be observed, which has been excited by excitation light, is projected on the leading surface of the image guide 495. If the light emission end for excitation light and the subject area to be observed approach excessively closely as shown in FIG. 38(b), the healthy area has the characteristic as designated by a dashed line and the diseased area has the characteristics as designated by a dashed line having alternate long and short dashes as shown in FIG. 38(c). A part of the intensity of fluorescence light saturates. Since the area is judged whether it is normal or diseased in accordance with the incorrect information of the fluorescence intensity characteristic, the possibility of an erroneous diagnosis is raised.

[0275]

That is, when a ratio of fluorescence light of a healthy area is calculated, if the intensity of fluorescence light is saturated as an example shown as the dashed line, the intensity of fluorescence light at the wavelength of λ_1 is relatively weakened due to the saturation so that the difference from the intensity of fluorescence light at the wavelength λ_2 is undesirably reduced. Therefore, if a diagnosis as either "healthy" or "diseased" is performed in accordance with the ratio, a healthy area may incorrectly be judged as "diseased".

[0276]

Even when the appropriate quantity of excitation light is always irradiated depending on the state of a subject area to be observed which is disclosed in Japanese Patent Application No. 5-304428, it is unknown whether or not the intensity of the fluorescence light is adequate quantity.

[0277]

In addition, when a surgery is performed, an endoscope and other medical tools are inserted into a body cavity by making several holes to a body surface. It is considerable to improve the operation ability of an operator by providing a stereoscopic view. However, the similar problem mentioned above may occur in the case of fluorescence observation.

[0278]

Since several medical tools, apparatuses, operators, and assistants are surrounding the operating table during the surgery, respectively providing a monitor for a normal observation image and a fluorescence image can reduce the operation ability.

[0279]

When several operators perform a surgery, there is often a problem that the monitor can be difficult to be observed by some operators although it is easy to see for certain operators. Therefore, it is desired to provide an apparatus to improve the foregoing problems.

[0280]

The following three examples are intended to provide a fluorescence observation endoscope apparatus with which a fluorescence image suitable to perform a diagnosis can be obtained regardless of the distance. Another intention is to provide a fluorescence observation endoscope apparatus which operators and assistants can always observe a normal image and a fluorescence image regardless of the position or posture of each operator and assistant.

[0281]

Hereafter, with reference to drawings, examples and modifications of the fluorescence observation endoscope apparatus, which is capable of obtaining a suitable fluorescence image for diagnosis regardless of the distance, will be described.

[0282]

According to this embodiment, the fluorescence endoscope apparatus 400, as shown in FIG. 39, comprises: an endoscope 401 which is inserted into a body cavity to obtain a normal image and a fluorescence light image of a subject area to be observed; a normal observation light source apparatus 403 for supplying normal light to the endoscope 401 through an introduced-light switching apparatus (a first adapter) 402; a fluorescence observation light source apparatus (a laser beam apparatus) 404 for supplying the laser (an excimer laser, a krypton laser, a He-Cd laser, a dye laser) of excitation light λ_0 (which is, for example 350nm – 500nm); a normal-light camera 406 for photographing a normal image, which is generated by normal light from a lamp 403a of the normal observation light source apparatus 403, obtained by the endoscope 401 through a camera switch unit (a second adapter) 405; a fluorescence-light camera 407 for photographing a fluorescence image, which is generated by excitation light λ_0 from the laser beam apparatus 404, obtained by the endoscope 401 through the second adapter 405; a camera control unit (CCU) 408 for forming the video signal of the image captured by the normal-light camera 406 into a normal image signal; a fluorescence image processing apparatus 409 for forming the video signal of the image captured by the fluorescence-light camera 407 into a fluorescence image signal; an image display control unit 410 that receives signals supplied by the CCU 408 and the fluorescence image processing apparatus 409 to control image display; a head mount display (hereinafter abbreviated to a "HMD") 411 and a monitor 412 on which a normal image and a fluorescence image are displayed by the image display control unit 410; a foot switch 426 for performing an operation of controlling the image display control unit 410; an I.I. control means 427 for controlling the light amplification gain of an image intensifier (hereinafter abbreviated to an "I.I.") 422 in the fluorescence-light camera 407 in response to an output signal from the fluorescence image processing apparatus 409; and an alarm means 428 for issuing an alarm depending upon the state of output from the I.I. control means 427.

[0283]

The endoscope 401 has an elongated insertion portion 401a serving as a probe that can be inserted into the body cavity or the like, a control portion 401b provided for the insertion portion 401a at a position adjacent to the hand of an operator, an ocular portion 401c placed at the rear end of the control portion 401b and a light guide cable 401d outwardly extending from the control portion 401b.

[0284]

A light guide 415 comprising a flexible fiber bundle for transmitting light is inserted into the insertion portion 401a. A light guide connector 401e at an end of the light guide cable 401d adjacent to the hand of the operator is detachably connected to a light emission portion 402a of the introduced-light switching apparatus (the first adapter) 402.

[0285]

A light emission portion 403b of the normal observation light source apparatus 403 and a light emission portion 404a of the fluorescence observation light source apparatus 404 are detachably connected to corresponding first and second light receiving portions of the introduced-light switching apparatus 402.

[0286]

In the introduced-light switching apparatus 402, the driver 413 operates the movable mirror 414 so that switching between normal light emitted by the lamp 403a of the normal observation light source apparatus 403 and excitation light λ_0 emitted by the fluorescence observation light source apparatus 404 is performed so as to be introduced into the light guide 415 of the endoscope 401.

[0287]

In a case where the movable mirror 414 is placed at a position designated by a continuous line shown in FIG. 39, normal light emitted by the lamp 403a is allowed to pass through a lens adjacent to the light emission portion 403b, is reflected by the movable mirror 414 and is then allowed to pass through a lens 402b adjacent to the light emission portion 402a so as to be introduced into the light guide 415. At this time, excitation light emitted by the fluorescence observation light source apparatus 404 is shielded by the movable mirror 414.

[0288]

When the movable mirror 414 is placed at the position designated by the dashed line, excitation light emitted by the fluorescence observation light source apparatus 404 is allowed to pass through a light conductive member 404b such as a fiber, and introduced into the introduced-light switching apparatus 402 through the second light receiving portion. Thus, the excitation light λ_0 is introduced into the light guide 415 through the lens 402b in such a manner that it is not shielded by the movable mirror 414. At this time, normal light emitted by the lamp 403a is shielded by the movable mirror 414.

[0289]

The light guide 415 transmits light which has passed through the light through the introduced-light switching apparatus 402 to the leading surface of the insertion portion 401a of the endoscope 401 and irradiates the light, through a lens, to the subject area to be observed. An image (a normal image or a fluorescence light image) from the return light of the subject area is formed on the leading portion of the image guide 416 through an objective lens 417 placed at the end of the insertion portion 401a. The image is transmitted through the image guide 416, which is inserted in the endoscope 401, as an image transmitting means until it reaches the ocular portion 401c of the endoscope 401.

[0290]

The camera switch unit 405 is detachably connected to the ocular portion 401c. The camera switch unit 405 causes the driver 418 to operate the movable mirror 419 to introduce the normal image and the fluorescence image into the normal-light camera 406 when the movable mirror 419 is placed at the position designated by the continuous line and into the fluorescence-light camera 407 when the movable mirror 419 is placed at the position designated by the dashed line.

[0291]

The movable mirrors 414 and 419 are synchronously operated by the drivers 413 and 418 such that, when either of them is located at the position designated by the continuous line the other one is located at the position designated by the continuous line. If either of the movable mirrors 414 and 419 is located at the position designated by the dashed line, the other one is located to the position designated by the dashed line.

[0292]

If the movable mirrors 414 and 419 are located at the positions designated by the continuous line, light reflected by the subject area to be observed that is irradiated with normal light is allowed to pass through an observation optical system (that is, an objective lens 417, an image guide 416 and an ocular lens) of the endoscope 401, and is introduced into the camera switch unit 405.

[0293]

Then, light is allowed to pass through a lens 405a facing the ocular lens, the movable mirror 419, a lens located on the optical path changed by the movable mirror 419, and a lens 406a in the normal-light camera 406 so that a normal image is formed on a CCD 420. A photographic signal of the normal image captured by the CCD 420 included in the normal-light camera 406 is transmitted to the CCU 408.

[0294]

If the movable mirrors 414 and 419 are located at positions each of which is designated by the dashed line, excitation light λ_0 emitted by the fluorescence observation light source apparatus 404 is transmitted through the light guide 415. Thus, the subject area to be observed is irradiated with excitation light λ_0 to excite fluorescence light which is then transmitted through the image guide 416 in the endoscope 401 so as to be introduced into the camera switch unit 405.

[0295]

The introduced fluorescence image is allowed to pass through the lens 405a, a lens 405b facing the lens 405a, a lens 407a located on an optical path in the fluorescence-light camera 407 at a position facing the lens 405b and a rotative filter 421. Then, the fluorescence image is optically amplified by the I.I. 422, which enables sensitive image capture to be performed, before it is captured by the CCD 423. The fluorescence image captured by the CCD 423 is transmitted to the fluorescence image processing apparatus 409.

[0296]

FIG. 38(c) shows the fluorescence characteristics when a subject area to be observed is irradiated with excitation light λ_0 . Fluorescence light from tissue obtainable due to irradiation with excitation light λ_0 having a wavelength of 442nm is intense in a healthy area and is weak in a diseased area in a short wavelength region thereof as compared with the intensity of the healthy area. That is, the ratio of the intensities of fluorescence light having the wavelengths λ_1 and λ_2 becomes different between a healthy area and a diseased area. Therefore, the ratio of the image areas having the wavelengths λ_1 and λ_2 is obtained to distinguish "diseased" and "healthy". Therefore, the two band-pass filters provided for the rotation filter 421 are used to separate the λ_1 and λ_2 fluorescence images so as to be captured by the CCD 423.

[0297]

Referring to FIG. 39, the movable mirrors 414 and 419 are synchronized by the timing controller 425 and operated by the drivers 413 and 418. The timing rotation of a motor 424 for rotating the rotation filter 421 is also controlled by the timing controller 425.

[0298]

The image display control unit 410 is, as well as by the foot switch 426, able to perform switching between a normal image and a fluorescence image to be displayed on the monitor 412 and the HMD 411 which is fitted to the head of an operator and which serves as a display unit of a type fitted to an operator. The HMD 411 comprises a light crystal display device and also having a see-through function. That is, the display device permits light transmission. Therefore, the operator is able to observe the normal image or the fluorescence image on the display in front of the eyes and also able to look an area which is being operated, for example, adjacent to the hand of the operator when the operator looks the area (that is, the operator sees through the liquid crystal display device).

[0299]

The operation of the fluorescence endoscope apparatus 400 will now be described. The I.I. control means 427 receives the signal having the wavelength of λ_1 , the fluorescence intensity of which is intense, from the fluorescence image processing apparatus 409. Then, a limit value, which is somewhat weaker than a predetermined saturated intensity, and the fluorescence intensity of the light having the wavelength of λ_1 and λ_2 are subjected to a comparison. If the difference is too large, the I.I. control means 427 transmits control voltage to enlarge the gain of the I.I. control means 427 to reduce the difference.

[0300]

That is, the output from the I.I. control means 427 is used to control the control voltage that controls the gain of the I.I. 422. Thus, a result as if the waveform of an output signal from the CCD 423 is subjected to AGC can be obtained. Thus, a high waveform level can be realized while preventing saturation of the characteristics of the intensity of fluorescence light.

[0301]

By directly detecting the intensity of fluorescence light and by obtaining intense fluorescence light without the saturation as described above, an accurate ratio of the intensities of the fluorescence light having wavelengths λ_1 and λ_2 can always be obtained. By displaying the fluorescence image (in a pseudo-color display manner) of the subject area to be observed and the normal image on the monitor 412 in accordance with the ratio of the intensities of fluorescence light having the wavelengths λ_1 and λ_2 , a discrimination can be performed as to whether the subject area to be observed is healthy or diseased.

[0302]

As an alternative to this, the fluorescence image may be displayed for the right eye of the operator and the normal image may be displayed for the left eye. The fluorescence image and the normal image may be superimposed so as to be displayed on the HMD 411. Although the gain of the I.I. 422 is, in this embodiment, controlled in accordance with the intensity of the fluorescence light having the wavelength λ_1 , another method may be performed in which a peak value of the intensity of fluorescence light is detected and the gain of the I.I. 422 is controlled in such a manner that the peak value does not exceed the limit value.

[0303]

In addition, an average value of the fluorescence intensities may be used. When the wavelength λ_1 is used, it may be in a narrow spectrum or in a certain band. As an alternative to control the gain of the I.I. 422, a diaphragm mechanism may be placed in front of the I.I. 422 so that the intensity of fluorescence light that passes through the diaphragm is controlled by the diaphragm effect of the diaphragm mechanism.

[0304]

If the fluorescence intensity is less than a predetermined level in a case where the gain of the I.I. 422 has been increased to a maximum value, a diagnosis with the signal level raises a possibility of an erroneous determination or an unreliable determination. In the foregoing case, the alarm means 428 or a notification means is activated to notify this fact to the operator. Thus, the operator brings the emission terminal to approach the subject area to be observed when the fluorescence image is obtained. As a result, the S/N ratio can be increased and a fluorescence image can be obtained with which a discrimination whether the subject area to be observed is a diseased area or a healthy area can be performed.

[0305]

If the fluorescence intensity does not partially reach a predetermined level, this fact may be informed by the alarm means 428. If a range irradiated with excitation light is only a part of the range observed by the observation system in a case where the distance is set to a distance less than that set in the case shown in FIG. 38(b), the detected fluorescence image partially has a high fluorescence intensity. However, the residual region includes an area in which substantially no fluorescence intensity can be detected.

[0306]

The foregoing state can be discriminated or identified by examining the distribution of fluorescence intensities in the periphery of the fluorescence image obtained by, for example, the CCD 423 with respect to an output signal from the CCD 423 (by the fluorescence image processing apparatus 409). Also in this case, the alarm means 428 may be used to issue an alarm (for example, a fact that only a part of the fluorescence image can be observed or that the distance must be lengthened).

[0307]

As the alarm means, any of feedback by means of, for example, sound (buzzer permitted), turning of a lamp, vibrations of the control portion, display on the monitor 412 and the like may be employed. The HMD 411 may have a line-of-sight detection means to perform switching between the fluorescence image and the normal image by changing the line of sight at the time of observation.

[0308]

The fluorescence endoscope apparatus 400 enables the following effects to be obtained. By directly detecting the fluorescence intensity to control the gain of the I.I. 422, an optimum ratio of fluorescence intensities can always be obtained and an accurate diagnosis can be performed regardless of the state of the subject area to be observed. If an image is observed by enlarging the magnification, for example, as shown in FIG. 38(b), control is performed in such a manner that the gain of the I.I. 422 is reduced to prevent saturation. Therefore, an accurate diagnosis can be performed.

[0309]

By performing the control with the wavelength λ_1 for obtaining the ratio, the saturation of the obtained ratio can assuredly be prevented. Furthermore, an excellent fluorescence image can be obtained without deterioration in the S/N ratio. Since the image is displayed on the HMD 411, the fluorescence image and the normal image can always be observed even if the operator changes the posture thereof. Thus, the probability of missing a diseased area can be reduced.

[0310]

If a plurality of HMDs 411 are provided, a plurality of operators are enabled to obtain an excellent image, if necessary. That is, all operators are always able to obtain an excellent image regardless of the attitudes or positions even if they are changed.

[0311]

In a case where assistant operators are present, installation of the HMD 411 to each assistant enables all operators and assistants to always observe an excellent image. By using the see-through function of the HMD 411, the endoscope and the therapy tool can easily be handled and thus the number of operators can be reduced.

[0312]

Another structure may be employed in which a wireless video signal transmitting portion is provided for the output portion of the image display control unit 410. Furthermore, a video signal receiving portion, a video signal reproducing circuit and a power source are provided for the HMD 411 to enable the person who has the HMD 411 to observe the normal image or the fluorescence image in a wireless manner. Since the necessity of connecting the image display control unit 410 and the cord to each other can be eliminated in the foregoing case, the operation ability or the working efficiency can be improved.

[0313]

Although omitted in FIG. 39, a channel, through which a therapy tool can be inserted, may be formed in the endoscope 401 to enable a therapy operation or the like to be performed by using the therapy tool allowed to pass through the channel. Thus, an operator can perform a therapy operation or the like using the therapy tool while observing a fluorescence image.

[0314]

Referring to FIG. 40, the structure of an image display control system according to a modification of the foregoing embodiment will now be described. As shown in FIG. 32, output signals from the CCU 408 and the fluorescence image processing apparatus 409 are supplied to an image switching means 466 and an image synthesizing apparatus 467.

[0315]

The image synthesizing apparatus 467, for example, superimposes the supplied two signals to form one synthesized image to transmit this to the image switching means 466. A selection switch 468 is connected to the image switching means 466 so that the operation of the selection switch 468 enables the image to be transmitted to the image display means to be switched or a display mode to be selected and set. The other structures are the same as those shown in FIG. 39.

[0316]

In this modification, the operation of the selection switch 468 enables an output to be made such that, for example, the right-eye portion of the HMD 411 displays the fluorescence image and the left-eye portion displays the normal image. An output image from the image synthesizing apparatus 467 may be transmitted to the HMD 411.

[0317]

A switching control to transmit the normal image or the fluorescence image to the monitor 412 may be performed. The other operations and effects are the same as those shown in FIG. 39.

[0318]

Referring to FIG. 41, another modification of the fluorescence observation endoscope apparatus 440 will now be described which is capable of obtaining an excellent fluorescence image suitable for a diagnosis. The other structures that are the same as those of the first embodiment are given the same reference numerals and their descriptions are omitted.

[0319]

As shown in FIG. 41, a fluorescence observation endoscope apparatus 440 is different from the fluorescence observation endoscope apparatus shown in FIG. 39 in that a beam splitter 441 for separating a fluorescence image is placed between the camera switch unit 405 and the fluorescence-light camera 407 (for example, between the lens 405b and the lens 407a). The structure is arranged such that a part of the fluorescence light quantity of a fluorescence image separated by the beam splitter 441 is detected by a fluorescence light quantity detection apparatus 442 so that the image display control unit 410 controls the displayed image in accordance with the detected quantity of fluorescence light.

[0320]

The fluorescence light quantity detection apparatus 442, as shown in FIG. 42, causes a dichroic mirror 445 to divide a fluorescence image into two wavelengths λ_1 and λ_2 . Then, the quantities of fluorescence light beams having the wavelengths λ_1 and λ_2 are supplied to sensitive photodiodes (APD) 446 and 447 and are sampled in sample holding circuits (S/H) 448 and 449. The quantities of sampled fluorescence light having the wavelengths λ_1 and λ_2 are calculated by a calculating circuit 450 to determine whether or not the fluorescence light quantity indicates a diseased area. Thus, the timing controller 425 and the image display control unit 410 are controlled.

[0321]

If the fluorescence light quantity indicating a diseased area is not detected, the fluorescence light quantity detection apparatus 442 controls the timing controller 425 to lengthen the time in which normal light is emitted by the normal observation light source apparatus 403 and shorten the time in which excitation light is emitted by the fluorescence observation light source apparatus 404. As a result, an observed image having sufficient brightness can be obtained if a diseased area is not present. Thus, the operation for inserting the endoscope 401 and the like can be facilitated.

[0322]

If a quantity of fluorescence light that indicates a diseased area has been detected, the timing controller 425 shortens the time in which normal light is emitted by the normal observation light source apparatus 403 and lengthens the time in which

excitation light is emitted by the fluorescence observation light source apparatus 404. As a result, a fluorescence image having sufficient brightness can be obtained if a diseased area is present. Thus, a diagnosis of a diseased area and the like can be easily performed.

[0323]

Furthermore, this embodiment has an arrangement in which a fluorescence image signal supplied from the CCU 408 is supplied to the light-quantity control means 429 to control the intensity of excitation light emitted by the fluorescence observation light source apparatus 404. The light-quantity control means 429 extracts a brightness signal from the fluorescence image signal to control excitation light in accordance with the level of the brightness signal. By utilizing a fact the distance from a subject area to be observed and the state of the same can be estimated in accordance with the level of the brightness signal of the fluorescence image, the intensity of fluorescence light is controlled to an adequate range.

[0324]

An area, from which a fluorescence image signal having a level that is included in a desired range can be obtained, may be detected to control excitation light in accordance with the intensity of fluorescence light emitted by the area. An input means for instructing a subject area to be observed, light from which is adjusted, may be provided. A modification of a second embodiment of a fluorescence observation endoscope apparatus having the input means will now be described with reference to FIG. 43.

[0325]

An output signal from the CCD 420 included in the normal-light camera 406 is subjected to a process of removing the clock component thereof. Then, the output signal is allowed to pass through a low pass filter (hereinafter abbreviated to an "LPF") 451 and is integrated. The signal allowed to pass through the LPF 451 is processed in an AGC circuit 452 and a processing circuit 453 so as to be formed into an NTSC signal.

[0326]

Then, the NTSC signal is, by the image display control unit 410, displayed on a desired display means (for example, the monitor 412 or the HMD 411). On the other hand, an output from the LPF 451 is supplied to a light adjustment signal generating circuit 455 so that drive voltage for a diaphragming motor 462 is generated by a diaphragm control circuit 461 of the normal observation light source apparatus 403 to control a diaphragm blade 463. Thus, the quantity of normal light is controlled.

[0327]

In this example, the quantity of fluorescence light is controlled in accordance with the level of the brightness signal of a specific area in place of average light measurement over one screen. An output from the LPF 451 is, at the timing that corresponds to the specific area, sample-held by a sample holding circuit (hereinafter abbreviated to an "S/H") 454. If the output level at this time is higher than a predetermined level, the fluorescence light quantity detection apparatus 442 is operated at the same timing to control the gain of the I.I. control means 427.

[0328]

Thus, adequate normal and fluorescence images can be obtained. If the output from the S/H 454 is smaller than the predetermined value, the timing is switched to obtain an adequate fluorescence image.

[0329]

In a case where a fluorescence image in a region of interest for an operator is intended to be observed under further satisfactory conditions, the timing may be set by an external input means 457. This example has an effect that the normal image and the fluorescence image can always be observed in a satisfactory state.

[0330]

The third embodiment, with which a fluorescence image suitable for a diagnosis can be obtained regardless of the distance, will now be described. FIG. 44 illustrates a state where a surgical operation of the peritoneal cavity is performed by using a stereoscopic endoscope 471 and any of therapy tools 470. FIG. 45 illustrates the structure of an optical system of the stereoscopic endoscope 471.

[0331]

As shown in FIG. 45, the stereoscopic endoscope 471 of this embodiment is a rigid stereoscopic endoscope having an optical system for the left eye and for the right eye. The stereoscopic endoscope 471 comprises an elongated insertion portion 472 having a base portion to which two ocular portions 473a and 473b are connected. Adapters 474a and 474b respectively are connected to the ocular portions 473a and 473b to which TV cameras (not shown) are respectively connected. Thus, a normal image and a fluorescence image of an object obtained by the stereoscopic endoscope 471 can be photographed.

[0332]

The stereoscopic endoscope 471 has a structure in which the ocular portions 473a and 473b, each of which has a substantially L-shape, project over the two side surfaces of the base portion of the insertion portion 472. The TV cameras (for example, corresponding to the normal-light camera 406 and the fluorescence-light camera 407 shown in FIG. 39) to be respectively connected to CCUs (not shown but expressed as CCU-A and CCU-B for convenience) are respectively attached to the adapters 474a and 474b connected to the ocular portions 473a and 473b.

[0333]

The CCU-A and the CCU-B have the functions of the CCU 408 and the fluorescence image processing apparatus 409 shown in FIG. 39. The CCU-A and CCU-B are connected to a stereoscopic display unit (not shown) for stereoscopically displaying a normal image and a fluorescence image obtained by the stereoscopic endoscope 471 and having a parallax. Furthermore, the HMD 411 is connected to the stereoscopic display unit.

[0334]

The stereoscopic display unit causes images respectively photographed by, for example, the two TV cameras, to be alternately displayed on the HMD 411 in a manner such that the right portion and the left portion are individually displayed. By observing the images by the right and left eyes, a stereoscopic normal image and a fluorescence image of an object can be observed.

[0335]

Two objective optical systems 480a and 480b for forming an image of an object are located in the leading portion of the insertion portion 472 of the stereoscopic endoscope 471. In the rear of the objective optical systems 480a and 480b, relay optical systems 481a and 481b for respectively transmitting the image of the object are located.

[0336]

In the rear of the relay optical systems 481a and 481b, that is, in a portion from the base portion of the insertion portion 472 to the ocular portions 473a and 473b, prisms 482 and 483 and prisms 484 and 485 for respectively reflecting the optical axis by an angular degree of 90.degree. are placed. In the ocular portions 473a and 473b placed in the rear of the prisms 484 and 485, ocular optical systems 486a and 486b are located. The ocular portions 473a and 473b enable the image to be photographed or observed by the naked eye. Note that arrows in FIG. 45 indicate the directions of the image.

[0337]

Although omitted from illustration, the stereoscopic endoscope 471 has an irradiating optical system in which normal light and excitation light emitted by light source apparatuses (not shown) are transmitted to the leading portion to irradiate the object with normal light and excitation light. Each of the adapters 474a and 474b has a similar structure to that of, for example, the camera switch unit 405 shown in FIG. 39 and thus the fluorescence light observation is performed similarly.

[0338]

Either of the ocular optical systems (that is, the ocular optical system 486a) includes a zoom optical system 487 that has a movable lens 487a which adjusts the magnification of the optical system and which can be moved. When a stereoscopic view is obtained, the magnification is adjusted by the zoom optical system 487 provided for the ocular optical system 486a so that the magnifications of the two optical systems are made to be the same. That is, the zoom optical system 487 longitudinally moves the movable lens 487a so that the magnification of the optical system is changed to make coincide the magnifications of the two optical systems with each other. Thus, a satisfactory stereoscopic observed image can be obtained.

[0339]

By providing the zoom optical system for at least either of the two optical systems as described above, the magnifications of the optical systems can be changed to make coincide the magnifications of the right and left images of the stereoscopic observed image with each other. Thus, an excellent stereoscopic view can be obtained.

[0340]

In the stereoscopic endoscope 471 having the foregoing structure, the two object optical systems 480a and 480b having a parallax form the image of an object, and the image of the object is transmitted to the rear end ocular portions 473a and 473b by the relay optical systems 481a and 481b and the ocular optical systems 486a and 486b. Then, the image is photographed by the TV cameras connected to the ocular portions 473a and 473b through the adapters 474a and 474b.

[0341]

In a case where an image is photographed by connecting the TV cameras to the ocular portions 473a and 473b, the photographed image signals of the object are respectively signal-processed by the CCU-A and the CCU-B. Then, the image is displayed on the HMD 411 through the stereoscopic display unit. Thus, the normal image and the fluorescence image can be stereoscopically observed.

[0342]

This example facilitates a therapy operation even if a fluorescence observation is performed by carrying out the operation by using any of a variety of therapy tools 470. In a case where the operation is performed while observing the fluorescence image, a risk of erroneously treating a normal tissue except for the diseased area can substantially be overcome.

[0343]

Although the examples shown in FIGS. 39 to 45 have an arrangement in which the CCD 420 of the normal-light camera 406 photographs an object with normal light, the CCD 420 may have a color mosaic filter on the incident side thereof so that it serves as a CCD capable of capturing a color image. If a color filter for dividing normal light into red, green and blue is placed, a normal TV camera capable of photographing a color image can be constituted. The normal observation light source apparatus 403 may sequentially supply red, green and blue irradiating light beams and synchronization with the supply timing may be made to constitute a normal TV camera that is able to photograph a color image.

[0344]

[Additional Remarks]

(5-1)

A fluorescence observation apparatus, which irradiates excitation light to a subject area of an organism so as to observe a fluorescence image caused by the excitation light, is provided with a detecting means for detecting fluorescence light of a subject area and a control means for controlling an output from the detecting means to be set to a predetermined quantity.

[0345]

In the fluorescence observation apparatus mentioned in the additional remark 5-1, the control means detects the quantity of fluorescence light emitted from the tissue irradiated by excitation light and always sets the quantity of fluorescence light to a desired amount so that the detected value of the fluorescence intensity is not saturated.

Therefore, adequate fluorescence intensity suitable to perform an accurate diagnosis can always be obtained regardless of the distance to organism's tissues.

[0346]

(5-2)

A fluorescence observation apparatus, which can observe a normal image of a subject area of the organism with normal light and a fluorescence image of a subject area with excitation light, is provided with a normal light source for generating normal light, an excitation light source for generating excitation light, and a control means for controlling the amount of excitation light of the excitation light source or a fluorescence image detecting means by detecting the quantity of fluorescence light of the fluorescence image.

[0347]

The fluorescence observation apparatus of the additional remark (5-2) is also made to illuminate an organism's tissue with normal light in addition to the operation described in the additional remark (5-1) so that a normal image can be obtained. Thus, the positional relationship between the normal image and the fluorescence image can be easily confirmed.

[0348]

(5-3)

The control means mentioned in the additional remarks (5-1) and (5-2) controls the amplification factor of the high sensitivity camera for detecting a fluorescence image. By controlling the amplification factor of a high sensitivity camera, a quantity of fluorescence light is controlled.

[0349]

(5-4)

The control means in the additional remarks (5-1) and (5-2) is placed on the light incidence side of the high sensitivity camera for detecting a fluorescence image and controls diaphragm apparatus to diaphragm a ray of fluorescence light. By controlling the amount of diaphragm of the diaphragm apparatus, the quantity of fluorescence light is controlled.

[0350]

(5-5)

The detecting means in the additional remark (5-1) detects a fluorescence intensity of a specific wavelength. A quantity of fluorescence light is controlled according to the value based on the fluorescence intensity of this specific wavelength.

[0351]

(5-6)

The detecting means in the additional remark (5-1) detects a ratio of fluorescence intensities of several specific wavelengths. A quantity of fluorescence light is controlled according to the value based on the fluorescence intensities of several specific wavelengths.

[0352]

(5-7)

The fluorescence observation apparatus of the additional remark (5-1) has an insertion portion, which is a probe, inserted into a body cavity, comprising a light guide means for transmitting excitation light and an image guide means for transmitting fluorescence light so that a fluorescence image can be obtained.

[0353]

(5-8)

The fluorescence observation apparatus of the additional remark (5-2) having the insertion portion to insert in a body cavity is an endoscope comprising a means to transmit normal light and excitation light and a means to transmit a normal image and a fluorescence image of an organism's tissue of the body cavity.

[0354]

(5-9)

The endoscope in the additional remark (5-8) has a channel so that a therapy operation can be performed by using the therapy tool through the channel while observing a fluorescence image.

(5-10)

The fluorescence observation apparatus in the additional remark (5-1) has a display means for displaying a fluorescence image to a display unit of a type fitted to an operator so that an excellent fluorescence image can always be obtained regardless of the operator's attitude or position.

[0355]

(5-11)

In the fluorescence observation apparatus of the additional remark (5-10), a fluorescence image can be observed by a three dimensional display using the display means. Thus, a fluorescence image is displayed stereoscopically.

[0356]

Next, a first and a second embodiment of a fluorescence observation apparatus which is provided with a position aligning function for adjusting positions of a normal observation image and a fluorescence observation image simply and automatically will be described with reference to FIGS. 46 and 47.

First, background of these examples will be explained.

[0357]

In a case where the fluorescence observation in the body cavity is percutaneously performed, there is a method that a fluorescence endoscope is combined with a conventional normal endoscope. If the position of the image to be observed with normal light and the position of the fluorescence image are deviated from each other in the foregoing case, it will be difficult to perform an operation such as a diagnosis and a treatment easily. Furthermore, a risk arises that an erroneous diagnosis can be performed or a normal portion is erroneously treated. Therefore, it is important to assuredly align the positions of the normal image and the fluorescence image.

[0358]

Accordingly, there is a desire for a fluorescence endoscope apparatus having a function of easily and automatically aligning the positions. Therefore, the purpose of this invention is to provide a fluorescence endoscope apparatus with the function described above. A fluorescence endoscope apparatus 501 having the position aligning function will now be described.

[0359]

As shown in FIG. 46, the fluorescence endoscope apparatus 501 having the position aligning function comprises:
a normal observation scope 502;
a fluorescence observation scope 503;
a light source apparatus 504 for emitting normal light;
a laser beam apparatus 505 for emitting excitation light for use to perform the fluorescence observation;
a light source adapter 506 connected to a light guide means of the normal observation scope 502 and arranged to selectively introduce normal light emitted by the light source apparatus 504 or excitation light emitted by the laser beam apparatus 505 into the light guide means;
a normal-light camera 507 for capturing a normal image which is integrally or detachably connected to the normal observation scope 502;
a fluorescence-light camera 508 for capturing a fluorescence image which is integrally or detachably connected to the fluorescence observation scope 503; a CCU 509 for a normal image for subjecting an output signal from the normal-light camera 507 to a video data generating process;
a fluorescence image processing apparatus 510 for subjecting an output signal from the fluorescence-light camera 508 to a video data generating process;
a monitor 511 for displaying an output signal from the CCU 509 for the normal image or that from the fluorescence image processing apparatus 510;
a monitor control unit 512 for selectively transmitting an output signal from the CCU 509 for the normal image or from the fluorescence image processing apparatus 510; and
a timing controller 513 for controlling the timing of the fluorescence endoscope apparatus 501.

[0360]

The normal observation scope 502 has, for example, a rigid and elongated, insertion portion 514. A handle portion 515 with a larger diameter is provided for the insertion portion 514 adjacent to the hand of an operator. An ocular portion 516 is formed at the rear end of the handle portion 515. The insertion portion 514 is inserted into a body cavity 519 while being guided by a trocar 518 inserted into a hole in the surface 517 of the body of a patient or the like.

[0361]

A light guide 521 is inserted into the insertion portion 514, the light guide 521 having a rear end which is inserted into a light guide cable 522 outwardly extending from the holding portion 515 so as to be connected to an output portion of the light source adapter 506.

[0362]

The light source adapter 506 has two input portions that are connected to the normal observation light source apparatus 504 and the laser beam apparatus 505. In the normal observation light source apparatus 504, a lamp 523 for emitting white normal light is arranged. Light emitted by the lamp 523 is allowed to pass through a lens 524 placed on the optical path for the lamp 523 so as to be introduced into the light source adapter 506.

[0363]

In the light source adapter 506, a lens 525 and a mirror 526 for changing the light distribution optical path are sequentially arranged on the optical path that faces the lens 524. When the mirror 526 is at a position designated by a continuous line, normal light is reflected by the mirror 526 and is supplied to an end surface of the light guide 521 through the lens 527. At this time, light from the laser beam apparatus 505 is shielded by the mirror 526.

[0364]

The mirror 526 is switched between the position designated by the continuous line and the position designated by the dashed-line by a control driver 528. In the laser beam apparatus 505 connected to the residual input portion, a laser light source 529 is placed. Excitation light emitted by the laser light source 529 is introduced toward the lens 527 through a lens 530 placed on the optical path for laser light in the light source adapter 506.

[0365]

When the mirror is in a state of retraction (with respect to the laser light source 529) designated by the dashed line, excitation light is not shielded by the mirror but it is supplied to an end surface of the light guide 521 through the lens 527. At this time, normal light is shielded by the mirror 526.

[0366]

Light such as normal light is introduced through the light guide 521 from the end surface of the leading portion of the insertion portion 514 and is emitted forwards through the lens 531 so that the upper surface of an internal organ 532 in the body cavity 519 is irradiated with normal light 533.

[0367]

The irradiated part is imaged at an imaging position of an object lens 534 attached to an observation window formed in the leading portion. The image formed by the objective lens 534 is transmitted to the ocular portion 516 by an image transmission system 535 comprising a relay lens system or the like. Then, an imaging lens 536 forms the transmitted image on a CCD 537 for a normal image placed in the normal-light camera 507 connected to the ocular portion 516.

[0368]

A shutter 538 is placed between the CCD 537 and the imaging lens 536 and operated by a shutter control driver 539 to a retraction position designated by the continuous line and a light shielding position designated by the dashed line. The control driver 528 for operating the mirror 526 and the shutter control driver 539 are controlled by the timing controller 513. When the mirror 526 is at the position designated by the continuous line, the shutter 538 is also brought to a position designated by the continuous line.

[0369]

A normal image photoelectrically converted by the CCD 537 is supplied to the CCU 509 for a normal image so that standard video data is generated. Then, the standard video data is supplied to the monitor control unit 512.

[0370]

The fluorescence observation scope 503 comprises a flexible and elongated insertion portion 541, a handle portion 542 placed in the rear of the insertion portion 541 and an ocular portion 543 placed in the rear of the handle portion 542.

[0371]

A bendable portion 544 is placed in the vicinity of the leading portion of the insertion portion 541. An end (a leading end) of an angle wire 545 inserted into the insertion portion 541 is secured to a hard leading portion, while another end is connected to an angle-wire control motor 559 for pulling/loosening the angle wire 545. The bendable portion 544 can be warped to a portion that pulls the angle wire 545. Although only one angle wire 545 is illustrated in FIG. 46 to simplify the illustration, four angle wires 545 are inserted to enable four directional movements.

[0372]

Also the insertion portion 541 is inserted into the body cavity 519 through a trocar 546. An objective lens 547 is attached to an observation window formed in the leading portion of the insertion portion 541. The leading surface of, for example, an image guide 548 serving as a flexible image transmission means, is placed at an image forming position for the objective lens 547.

[0373]

An image of an object or a fluorescence image irradiated while making the optical axis of the objective lens 547, that is, a position in front of an observation axis (or a visual line) 549, as the center is formed on the leading surface of the image guide 548. The image on the leading surface is transmitted to an end surface of the side of the ocular portion 543 by the image guide 548.

[0374]

By an imaging lens 551 placed in the fluorescence-light camera 508 connected to the ocular portion 543, the transmitted image is captured by the second CCD 553 for a normal image or a CCD 554 for a fluorescence image in accordance with a state of setting of a mirror 552 for changing the light-receiving optical path (or a image capturing optical path).

[0375]

Note that the mirror 552 is rotatively operated between the position designated by the continuous line and the position designated by the dashed line by a mirror control driver 555. In a case where the mirror 526 and the shutter 538 are brought to the positions designated by the continuous lines, the mirror 552 is similarly brought to the position designated by the continuous line due to synchronous control performed by the timing controller 513 through the mirror control driver 555.

[0376]

In a case where the mirror 526 and the shutter 538 are brought to the positions designated by the dashed line, the mirror 552 is similarly brought to the position designated by the dashed line due to synchronous control performed by the timing controller 513 through the mirror control driver 555.

[0377]

For example, if the mirror 552 is at the position designated by the continuous line, irradiation with normal light 533 is performed and a normal image obtained due to the foregoing irradiation is reflected by the mirror 552 so that a normal image is formed on the second CCD 553 for a normal image. An image signal photoelectrically converted by the CCD 553 is supplied to a normal image processing apparatus 556. By detecting the position at which the captured image has the maximum brightness, a maximum brightness position 557 in an irradiation range in a case where the internal organ 532 is irradiated with normal light 533 is detected.

[0378]

The result of the detection is supplied to a motor control unit 558. The motor control unit 558 controls the rotation of an angle-wire control motor 559 in accordance with the result of the detection so that the angle wire 545 connected to the angle-wire control motor 559 is pulled. Thus, the bendable portion 544 is bent so that the observation axis 549 is moved to the maximum brightness position 557. A position aligning mechanism is provided which sets the maximum brightness position 557 on the observation axis 549 as illustrated in FIG.46 so as to align the position such that substantially the same positions of the normal image and the fluorescence image are always captured.

[0379]

When the mirror 552 is brought to the position designated by the dashed line, also the mirror 526 is brought to the position designated by the dashed line. Thus, the subject part of the object is irradiated with excitation light emitted by the laser light source 529. Fluorescence light emitted by the subject part is introduced into the fluorescence-light camera 508 through the observation optical system for the fluorescence observation scope 503, that is, the objective lens 547 and the image guide 548.

[0380]

Introduced fluorescence light is not shielded by the retracted mirror 552, and is passed through the filter of a rotation filter 562 that is rotated by a rotation filter-control motor 561. Then, fluorescence light is optically amplified by an I.I. 563 and imaged on a CCD 554 for fluorescence image. The CCD 554 photoelectrically converts fluorescence light.

[0381]

The positions of the CCD 553 and the I.I. 563 are at the conjugate positions with respect to the lens 551 so that an image formed by the CCD 553 and an image photoelectrically amplified by the I.I. 563 and formed on the CCD 554 are conjugate images (at least having the same size). An image signal obtained by the CCD 554 is supplied to the fluorescence image processing apparatus 510 so as to be subjected to a process for generating video data for pseudo-color or the following calculations, then processed data is output to the monitor control unit 512.

[0382]

The rotation filter 562 has a plurality of filters having different transmissive wavelength bands so that fluorescence images having the plurality of wavelength bands are sequentially captured. In the fluorescence image processing apparatus 510, video data for the pseudo-color display is generated from the fluorescence images having the plurality of wavelength bands. Furthermore, calculations are performed to obtain the ratio of signal levels corresponding to the same position of the fluorescence images having the two wavelengths λ_1 and λ_2 , for example, as shown in FIG. 38(c). Whether or not the value is greater than a predetermined value is determined by a comparison process performed by a comparator. Thus, whether or not the part having the foregoing value is a diseased part or a healthy part is determined.

[0383]

If a determination has been made that there is a possibility that the subject part is diseased, a discrimination signal causes a display control signal to be transmitted to the monitor control unit 512. As a result, a normal image is displayed on the right area of the monitor 511 and a pseudo-color fluorescence image is displayed on the left area, for example.

[0384]

At this time, video data having the wavelengths λ_1 and λ_2 , which is obtained by using the band-pass filter of the rotation filter 562 for permitting the two wavelengths λ_1 and λ_2 , as R and G data, transmitted to the monitor 511 to transmit the foregoing discrimination signal as B video data. Thus, the structure may be applied that the operator is able to easily recognize the part having a possibility to be a diseased area in accordance with a fact whether or not color B is present.

[0385]

The monitor control unit 512 may have a manual display selection means, such as a foot switch, so that an image to be displayed on the monitor 511 can be selected and displayed by operating the display selection means. For example, the following operations are enabled: a normal image is displayed in the center of the monitor 511; the normal image is displayed in the right side of the monitor 511; a fluorescence image is displayed in the center of the monitor 511; the fluorescence image is displayed in the left side of the monitor 511; or the normal image is displayed in the right side of the monitor 511 and as well as the fluorescence image is displayed in the left side while superimposing the two images.

[0386]

The rotation of the rotation filter control motor 561 is also controlled by the timing controller 513. In synchronization with the timing at which the mirrors 526 and 552 and the shutter 538 are arranged at the positions designated by dashed lines, a plurality of filters are sequentially placed on the image capturing optical path.

[0387]

Note that the image sensing system for the normal observation scope 502 and that for the fluorescence observation scope 503 have substantially the same characteristics. For example, the distance from the objective lens (534 or 547) to the object and the like are the same so that, if the same object image is captured image signals having the same wavelength (however, difference in the signal level permitted) are transmitted from the CCDs 537 and 554. That is, the photography under the same condition enables object images having the same size to be obtained.

[0388]

In another condition that does not satisfy the foregoing condition, for example, if different size image capture is performed, a process for making the size to be the same (coincident) is required at a moment before or after the position alignment. Even if the foregoing condition is met, a process for making the size to be the same may be performed as described later. The operation of the fluorescence endoscope apparatus 501 will now be described.

[0389]

The timing controller 513 synchronizes the following units: the mirror 526 for changing the light distribution optical path; the mirror 552 for changing the image capturing optical path; the rotation filter 562; and the shutter 538. As a result, when the mirror 526 is at the position designated by the continuous line, normal light is introduced from the lamp 523 to the light guide 521. The shutter 538 is opened so that a normal image is formed on the CCD 537 through the image transmission system 535. The mirror 552 for changing the image capturing optical path is also at the position designated by the continuous line so that a normal image is introduced into the CCD 553 through the image guide 548.

[0390]

When the mirror 526 for changing the light distribution optical path is at the position designated by the dashed line, excitation light is introduced from the laser light source into the light guide 521 and therefore the shutter 538 is closed. Also the mirror 552 for changing the image capturing optical path is at the position designated by the dashed line so that a fluorescence image is introduced into the I.I. 563 through the image guide 548. At this time, the fluorescence image is divided into a plurality of images having different wavelengths by the rotation filter 562.

[0391]

The timing controller 513 performs control to switch the foregoing two states. As a result, this example enables both the normal image and the fluorescence image to always be captured. The process for displaying the normal image and the fluorescence image on the monitor 511 will now be described.

[0392]

Initially, an image obtained from normal light is supplied from the CCD 537 to the monitor control unit 512 through the CCU 509. On the other hand, a plurality of fluorescence images are amplified by the I.I. 563 to be supplied to the fluorescence image processing apparatus 510 through the CCD 554 so that the fluorescence images are subjected to a predetermined calculation. Thus, a single fluorescence image is supplied to the monitor control unit 512.

[0393]

The monitor control unit 512 displays at least one of the normal image and fluorescence image on the monitor 511. As the display method, any of the following methods may be employed: a method of displaying either image by manual switching; a method in which display is performed in accordance with the result of the calculation performed by the fluorescence image processing apparatus 510; a superimposing method; and a method in which the two types of images are synthesized and the synthesized image is displayed.

[0394]

A method for aligning the positions of the normal image and the fluorescence image will now be described. When normal light irradiation is performed, a normal light image is introduced into the normal image processing apparatus 556 through the image guide 548, the mirror 552, and the CCD 553. The normal image processing apparatus 556 detects the maximum brightness position 557 under the irradiation of normal light 533 on the internal organ 532.

[0395]

In accordance with the result of the detection, the motor control unit 558 rotates the angle-wire control unit 559 so that the angle wire 545 is controlled. As a result, the observation axis 549 of the fluorescence observation scope 503 is moved to the maximum brightness position 557 so that the condition shown in FIG. 46 is set. Thus, the normal image and the fluorescence image are brought to a state where the same positions are always observed.

[0396]

As the method for moving the observation axis 549 of the fluorescence observation scope 503, any of the following methods may be employed as well as the method using the wire: a method using a shape memory member; and a method using an air pressure warping means. According to this example, the positions of the normal image and the fluorescence image can easily and automatically be aligned. Therefore, the operator is able to easily confirm the position of an image that corresponds to the position of another image between the normal image and the fluorescence image. Thus, a diagnosis and operation can easily be performed. In addition, the diagnosis and the operation can be completed in a short time.

[0397]

FIG. 47 illustrates an essential portion of a second embodiment of the fluorescence endoscope apparatus 571 having the function of automatically aligning the positions. In this embodiment, a fluorescence observation scope 503' is provided which is different from the fluorescence observation scope 503 of the fluorescence endoscope apparatus 501 shown in FIG. 46. Therefore, the fluorescence endoscope apparatus 571 comprises a fluorescence-light camera 508' connected to the rear end of an image guide cable 572 of the fluorescence observation scope 503' and a manipulator 573 for moving the observation axis 549 of the fluorescence observation scope 503'. The structures except the mechanism for moving the observation axis 549 are the same as the first embodiment shown in FIG. 46.

[0398]

The fluorescence observation scope 503' has, for example, a hard, insertion portion 575 into which an objective lens 576 and a relay lens system 577 are inserted, the relay lens system 577 being used to transmit the optical image to the rear end of the insertion portion 575.

[0399]

An optical image transmitted to the rear end of the insertion portion 575 is, by an imaging lens 578, formed on the leading surface of an image guide 579 serving as a flexible image transmission means. The image guide 579 transmits the optical image to the rear end surface of the image guide cable 572 so as to be supplied to the fluorescence-light camera 508'.

[0400]

The rear end of the insertion portion 575 of the fluorescence observation scope 503' is connected to the manipulator 573 having a plurality of axes. The plural axes of the manipulator 573 are rotated under control of a manipulator control unit 580 included in the fluorescence-light camera 508' so that the axial direction of the insertion portion 575 is changed. Thus, the direction of the observation axis 549 is changed. The manipulator control unit 580 is controlled in accordance with the output from the normal image processing apparatus 556.

[0401]

Although the example shown in FIG. 46 has the arrangement that the bendable portion 544 is warped due to the traction of the angle wire 545 to change the observation axis 549, this embodiment has an arrangement that: the fluorescence observation scope 503' having the hard insertion portion 575 is used; and the manipulator 573 changes the axial direction of the insertion portion 575 to change the observation axis 549, so that the position alignment is performed to bring the maximum brightness position 557 on the observation axis 549.

[0402]

The operation will now be described. The operations are the same as those of the example shown in FIG. 46 except the direction in which the observation axis 549 of the fluorescence observation scope 503' is moved. When the normal light irradiation is performed, a normal light image is supplied to a normal image processing apparatus 556, which is included in the fluorescence-light camera 508' connected to the rear end of the image guide cable 572, through the optical system of the fluorescence observation scope 503'. Thus, the normal light maximum brightness position 557 on the internal organ 532 is detected similarly to the example shown in FIG. 46.

[0403]

In accordance with the result of the detection, the manipulator 573 is controlled through the manipulator control unit 580 so that the insertion portion 575 of the fluorescence observation scope 503' is moved. Thus, the position alignment is performed so that the observation axis 549 is moved onto the normal light maximum brightness position 557.

[0404]

As compared with the example shown in FIG. 46, this embodiment has the arrangement that the hard insertion portion 575 is used to move the insertion portion 575 by the manipulator 573. Therefore, the blurring of the observation optical system of the fluorescence observation scope 503' can be reduced and the accuracy in the position alignment can be improved. Thus, the positions of the normal image and the fluorescence image can be accurately aligned even further.

[0405]

As a result, the positional relationship between the normal image and the fluorescence image can be easily confirmed similarly to the apparatus shown in FIG. 46. Thus, an environment, in which a diagnosis and an operation can easily be performed in a short time, can be realized.

[0406]

Although the manipulator 573 in the example shown in FIG. 47 is connected to the rear end of the insertion portion 575, another structure may be employed in which a handle or control portion is provided in the rear portion of the insertion portion 575 and the manipulator 573 is connected to the handle or control portion.

[0407]

The structure is not limited to the foregoing arrangement that the observation axis 549 is aligned to the maximum brightness position 557 by inclining and moving the fluorescence observation scope 503' by the manipulator 573. For example, an arm may be employed in the manipulator 573 shown in FIG. 47 in such a manner that an end of the arm is connected to the rear end of the insertion portion 575 and another end of the arm is rotated by a motor or the like to align the maximum brightness position 557 onto the observation axis 549.

[0408]

At this time, the locus for which the observation axis 549 is moved within one plane (that is perpendicular to the rotation axis of the motor). Previous setting is required such that the observation axis 549 and the optical axis of the lens 531 are included within the plane.

[0409]

Although the fluorescence observation scope 503' shown in FIG. 47 has the structure that the image transmitted by the relay lens system 577 is then transmitted to the fluorescence-light camera 508' through the image guide 579 inserted into the flexible image guide cable 572, the structure is not limited to this and another structure may be employed.

[0410]

For example, the fluorescence-light camera 508' may be accommodated or placed in the rear portion of the insertion portion 575 which is the image forming position for the lens 578. As an alternative to the flexible image guide cable 572, a rigid image transmission means, such as a relay lens system, may be used to transmit the image to the fluorescence-light camera 508'.

[0411]

Note that the examples shown in FIGS. 46 and 47 have the arrangement that the irradiation with normal light 533 is performed in a state where the observation axis of the normal observation scope 502 runs parallel to the optical axis of the lens 531. Thus, an assumption is made that the distance between the foregoing two elements (assumed to be "d" for convenience) is short enough to be ignored as compared with the distance to the object (the distance to the maximum brightness position 557 on the internal organ 532 shown in FIGS. 46 or 47).

[0412]

While considering the distance d, the following position alignment may be performed. In a case where the two scopes 502 and 503 are inserted into the body cavity 519 in the structure shown in FIG. 46, setting is made such that the optical axis (that coincides with the observation axis 549) of the scope 503 is present in a plane which includes the optical axis of the lens 531 and that of the lens 534.

[0413]

The foregoing setting can easily be established by rotating the scope 502 around the axis of the insertion portion 514. FIG. 46 illustrates a state where the foregoing setting has been established (however, the bendable portion 544 is straightened).

[0414]

In the foregoing state, irradiation with normal light 533 is performed, and then the maximum brightness position 557 is detected from the image signal obtained by the CCD 553. Then, the insertion portion 541 is moved forward (inserted) or rearwards moved only by a predetermined length so that the maximum brightness position 557 is again detected. By using the quantity of deviation of the maximum brightness position 557 on the two images and the predetermined length, a position (a position deviated by d toward the left from the maximum brightness position 557 shown in FIG. 46 on the internal organ 532 positioned forwards on the optical axis of the lens 534) adjacent to the maximum brightness position 557 after the movement has been performed is calculated. Then, the obtained position is made to be the aimed position to which the observation axis 549 of the scope 503 is aligned.

[0415]

In accordance with the calculated aimed position, the motor 559 is rotated to curve the bendable portion 544 in a direction in which the observation axis 549 approaches the aimed position. When the observation axis 549 reaches the aimed position, the rotation is stopped and the positional alignment is completed. By performing the positional alignment as described above, the positional alignment can be performed further precisely and the positional relationship between the normal image and the fluorescence image on the two images can easily be performed.

[0416]

Another size coincidence process may be employed in which: the insertion portion 575 is, for example, moved toward the observation axis 549 to change the size of the image captured by the fluorescence observation scope 503 or 503'; and the movement is stopped when the size coincides with that of the image captured by the normal observation scope 502 (the scope 502 may, of course, be moved in the direction of the axis of the insertion portion 502).

[0417]

The size coincidence may be performed by changing the size by moving the lens 551 shown in FIG. 46 or 47 in the direction of the optical axis of the lens 551. The foregoing size coincidence process enables the positions of the normal image and the fluorescence image on the respective images can be made further accurately coincide with each other. Thus, a process, such as a diagnosis or an operation, can be easily performed.

[0418]

The foregoing size coincidence enables the positions of the normal image and the fluorescence image on the respective images to accurately coincide with each other even if the sizes are different from each other due to a fact that the optical systems of the normal observation scope 502 and the fluorescence observation scope 503' have different image-forming characteristics (for example, the focal distance or an angle of view) or a fact that the distance from the leading portion of the normal observation scope 502 to the object and the distance from the leading portion of the fluorescence observation scope 503' to the object are different from each other. The size coincidence process may be performed automatically.

The process may be performed manually by an operator or the like. The positional alignment may be performed manually (by the hand). Selection of either the automatic setting mode or the manual setting mode may be permitted.

[0419]

The fluorescence endoscope apparatus 501 or 571 may have a structure that the output from the CCD 553 is transmitted to a second normal image CCU or the like and video data generated by a second normal image CCU is displayed on the monitor 511 through the monitor control unit 512.

[0420]

If foregoing video data and video data generated by the normal image CCU 509 are alternately displayed on the monitor 511 and, in synchronization with the alternate display, a liquid crystal glasses for alternately transmitting/shielding right and left liquid crystal is used to observe the display, stereoscopic observation can be performed by the operator. It is also possible to display each video data respectively on right and left liquid crystal display portion of HMD so that the operator can view the image stereoscopically.

[0421]

Video data generated by the second normal image CCU and video data generated by the normal image CCU 509 may be supplied to a stereoscopic image synthesizing apparatus to generate video data of stereoscopic image so as to be displayed on an image display means, such as the monitor 511.

[0422]

Although the fluorescence endoscope apparatus 501 or 571 has the arrangement that the positional alignment is performed by detecting the maximum brightness position and the fluorescence observation scope 503 or 503' is inclined, for example by bending, to bring the maximum brightness position (or the aimed position) onto the observation axis, a position of another brightness level may be detected in place of the maximum brightness position.

[0423]

For example, another arrangement may be employed in which a position having a brightness level which is somewhat less than the maximum brightness is detected by the fluorescence observation scope 503 or 503' to be used as a reference position and the fluorescence observation scope 503 or 503' is moved to cause the reference position to overlap the image of the normal observation scope.

[0424]

Either scope may be moved to align the positions in a manner such that the correlation between the image captured by the normal observation scope 502 and the image (for example, the image captured by the CCD 553) captured by the fluorescence observation scope 503 or 503' is a maximum. At this time, either scope may be moved in such a manner that the maximum brightness positions of the two images overlap. At least either scope may be moved to cause another reference position or a plurality of reference positions to overlap.

[0425]

Although the position aligning irradiation in the structures shown in FIGS. 46 and 47 is performing by using normal light emitted through the light guide 521 of the normal observation scope 502, irradiation light is not limited to this example. The light guide 521 may be provided for the fluorescence observation scope 503 or 503'. At this time, the positional alignment is required to incline the normal observation scope 502 by a manipulator or the like. In a case where a soft endoscope is used which comprises a bendable portion provided for the insertion portion of the normal observation scope 502, the curve of the bendable portion may be controlled to perform the positional alignment.

[0426]

Although each of the foregoing embodiments has the structure that the I.I. 563 for the optical amplification is placed in front of the fluorescence image capturing CCD 554 in order to obtain video data having a level similar to that of video data of the normal image, a two-dimensional lock-in amplifier may be, for example, provided for the fluorescence image processing apparatus 510 in place of the I.I. 563.

[0427]

For example, excitation light emitted by the laser light source 529 is made into pulses of light at a predetermined period (for example, $2T$ has a period of 1/[several tenths] of 1/60 second) with a rotation shutter in which the rotation is controlled by the timing controller 513. Then, pulse-formed light is irradiated to an internal organ 532 through the mirror 526 and the light guide 521 and the like.

In synchronization with turning on and off of pulse-formed light, for example, the fluorescence image having the wavelengths λ_1 and λ_2 is sequentially passed through two filters located on the rotation filter 562, of which a rotation is controlled at the period of 1/60 second, rotated by the motor 561 and photographed by the CCD 554 (for example, the mirror 526 is switched between the positions shown in the continuous line and the dashed line at a period of 1/60 second, and a fluorescence image and a normal image can be obtained at a period of 1/30 second).

[0428]

The CCD 554 in synchronization with the light and none-light period T applies a drive signal and reads the signal at high speed and inputs into a two-dimensional lock-in amplifier so that A/D conversion is performed. After the conversion is performed, each image (odd image and even image) detected at the light and none-light period T is sequentially stored into two frame memories. After a difference-calculating process for calculating the differences between corresponding

odd images and even images is performed in the difference circuit, the images passed through the difference circuit is input and accumulated in an accumulation integration circuit.

[0429]

After the accumulation is performed when the filter passing through the wavelength λ_1 is located on the optical path of the CCD 554, the accumulation is stored in the frame memory which stores the images of wavelength λ_1 as the output signal of the two-dimensional lock-in amplifier via the multiplexer.

In a case when the filter passing through the wavelength λ_2 is located on the optical path of the CCD 554, after the differences of images are calculated and the images are accumulated, the accumulation via the multiplexer is stored in the frame memory which stores the images of wavelength λ_2 .

[0430]

Thus, fluorescence images having different wavelengths are generated after the differences between each image signal, which is captured by the two-dimensional lock-in amplifier in accordance with the light and none-light excitation light, is calculated and the integration process is performed to accumulate these images.

Thus, a fluorescence image having high S/N ratio can be obtained. (In addition, the two-dimensional lock-in amplifier may be employed in the place where the I.I. 423 is located in Fig. 32.) The structure mentioned above is not limited to the foregoing arrangement and some parts of the structure may be partially combined to have a different structure.

[0431]

[Additional Remarks]

(6-1)

A fluorescence observation apparatus with a normal observation scope for capturing a normal image by normal light and a fluorescence observation scope for capturing a fluorescence image by excitation light and which displays a normal image and a fluorescence image simultaneously or in a time-divided manner by switching, having:

a detecting means for detecting the brightness of light from the subject area illuminated by normal light; and an observation axis moving means for moving axis of the fluorescence observation scope in a direction of the subject area detected.

[0432]

The fluorescence observation apparatus detects an area having predetermined brightness from the illuminated region of normal light so as to move an observation axis of the fluorescence observation scope towards the area detected.

Accordingly, the positions of a normal image detected by the normal observation scope and a fluorescence image detected by the fluorescence observation scope can be aligned.

Therefore, it is easy to perform a diagnosis or treatment since the operator can easily distinguish a corresponding position of a normal image and a fluorescence image on the screen.

[0433]

(6-2)

In the fluorescence observation apparatus mentioned in the additional remark (6-1), the predetermined brightness is a maximum brightness.

[0434]

(6-3)

In the fluorescence observation apparatus mentioned in the additional remark (6-1), the observation axis moving means is a curving/bending means provided on the front end side of the fluorescence observation scope.

[0435]

(6-4)

In the fluorescence observation apparatus mentioned in the additional remark (6-3), the curving/bending means is inserted into the fluorescence observation scope and drives the wire which one end is fixed on the front end part.

[0436]

(6-5)

In the fluorescence observation apparatus mentioned in the additional remark (6-1), the observation axis moving means is the a manipulator having several axes connected to the rear end of the insertion portion of the fluorescence observation scope.

[0437]

[Effect of the Invention]

As described above, according to the fluorescence endoscope apparatus of this invention, intensity of the light distribution of a fluorescence image detected by the imaging detecting means is made uniform by the control means which controls either the light distribution means or the imaging correction means. Thus, by correcting the uniformity of the distribution of fluorescence light intensity beforehand, the fluorescence observation apparatus is capable of performing an errorless and more accurate diagnosis.

[FIGURE 1]

Fig. 1 and Fig. 2 are related to the first embodiment of this invention. Fig. 1 shows the components of the first embodiment of the fluorescence endoscope apparatus.

[FIGURE 2]

Fig. 2 shows the components of the principle part or a modification of the fluorescence endoscope.

[FIGURE 3]

Fig. 3 shows the components of the front part of endoscope of the fluorescence endoscope apparatus of the second embodiment.

[FIGURE 4]

Fig. 4 and Fig 5 are related to the third embodiment of this invention. Fig. 4 illustrates the components of the leading part of the fluorescence endoscope apparatus.

[FIGURE 5]

Fig. 5 illustrates a modification of the leading part of the fluorescence endoscope apparatus of Fig. 4.

[FIGURE 6]

Figs. 6 to 8 are related to the fourth embodiment of this invention. Fig. 6 illustrates the structure of the fluorescence endoscope apparatus in this embodiment.

[FIGURE 7]

Fig. 7 illustrates a modification of Fig. 6.

[FIGURE 8]

Fig. 8 illustrates an example of correction to be performed with a lookup table (LUT).

[FIGURE 9]

Fig. 9 illustrates a principal structure of the leading portion of a forceps which is applied with fluorescence paint.

[FIGURE 10]

Fig. 10 shows the fluorescence characteristics of the fluorescence paint of Fig. 9

[FIGURE 11]

Fig. 11 explains an example of the pseudo-color display by the fluorescence paint of Fig. 9.

[FIGURE 12]

Fig. 12 illustrates the structure of the fluorescence endoscope apparatus which can remove influence of the external illumination.

[FIGURE 13]

Fig. 13 illustrates the structure of the fluorescence endoscope apparatus of the sterilization structure provided with the hard mirror.

[FIGURE 14]

Figs. 14 to 16 are related to one example of the fluorescence observation apparatus capable of improving the S/N ratio of a fluorescence image. Fig. 14 illustrates the entire component of a fluorescence observation apparatus.

[FIGURE 15]

Fig. 15 is a block diagram showing the structure of the fluorescence image processing apparatus in the component of Fig. 14

[FIGURE 16]

Fig. 16 illustrates the operation to be performed when an image conversion table is made in the fluorescence image processing apparatus.

[FIGURE 17]

Fig. 17 illustrates an example of the structure of a fluorescence observation apparatus having two laser beam apparatus.

[FIGURE 18]

Fig. 18 illustrates a fluorescence observation apparatus capable of performing a normal endoscope observation and a fluorescence observation while necessitating one light source apparatus.

[FIGURE 19]

Fig. 19 illustrates the entire structure of the first embodiment of a fluorescence diagnosis treatment apparatus capable of performing fluorescence observation and laser therapy.

[FIGURE 20]

Fig. 20 illustrates the entire structure of the second embodiment of a fluorescence diagnosis treatment apparatus capable of performing fluorescence observation and laser therapy simultaneously.

[FIGURE 21]

Fig. 21 illustrates the entire structure of the third embodiment of a fluorescence diagnosis treatment apparatus capable of performing fluorescence observation and laser therapy simultaneously.

[FIGURE 22]

Fig. 22 illustrates a fluorescence observation apparatus having an infrared laser light source as an infrared image generating source for correcting a fluorescence observation image.

[FIGURE 23]

Fig. 23 illustrates an example of the structure of the fluorescence observation apparatus having a guide pipe which is provided with a light-guide means of excitation light and guide the endoscope for a fluorescence observation to an object part.

[FIGURE 24]

Fig. 24 is the perspective diagram of the structure of the front end portion of the guide pipe shown in Fig. 2-10.

[FIGURE 25]

Fig. 25 illustrates an example of the structure of the fluorescence observation apparatus using the parent and baby scope type endoscope to insert in the channel of the endoscope having a narrow diameter.

[FIGURE 26]

Figs. 26 to 28 are related to one example of a space forming means of a fluorescence observation apparatus. Fig. 26 illustrates the schematic structure of the fluorescence observation apparatus.

[FIGURE 27]

Fig. 27 illustrates the transparent cover as a space forming means to be provided in the distal portion of the endoscope of the fluorescence observation apparatus.

[FIGURE 28]

FIG. 28 illustrates the operation of the endoscope having a transparent cover as a space forming means which is provided in the distal portion of the endoscope.

[FIGURE 29]

Fig. 29 illustrates a state where the transparent cover is provided for a side-view-type endoscope.

[FIGURE 30]

Fig. 30 illustrates a state where the transparent cover is provided for a diagonal-view-type endoscope.

[FIGURE 31]

Fig. 30 illustrates a state where an observation is being performed with the diagonal-view-type endoscope having the transparent cover.

[FIGURE 32]

Fig. 32 illustrates the other space forming means which is provided in the distal portion of a side-view-type endoscope and a perspective type endoscope.

[FIGURE 33]

Fig. 33 illustrates the other space forming means which is provided in the distal portion of a side-view-type endoscope and an perspective type endoscope.

[FIGURE 34]

Fig. 34 illustrates another example of the other space forming means which is provided in the distal portion of a side-view-type endoscope and an perspective type endoscope.

[FIGURE 35]

Fig. 35 illustrates the operation of the other space forming means in Fig. 33 which is provided in the distal portion of a side-view-type endoscope and an perspective type endoscope.

[FIGURE 36]

Fig. 36 and 37 are related to another embodiment of a space forming means provided in the endoscope of a fluorescence observation apparatus. Fig. 36 illustrates a state where an observation is being performed with a straight-view-type endoscope having a balloon as a space forming means.

[FIGURE 37]

Fig. 37 illustrates a state where an observation is being performed with a diagonal-view-type endoscope having a balloon as a space forming means.

[FIGURE 38]

Figs. 38 to 45 are related to the 1st to 3rd embodiment of a fluorescence observation apparatus which obtains a fluorescence image suitable for performing a excellent diagnosis regardless of the distance to a subject. Fig. 38 illustrates that a part of fluorescence intensity picked up by the distance to a subject is saturated.

[FIGURE 39]

Fig. 39 illustrates a structure of the first embodiment of a fluorescence observation apparatus.

[FIGURE 40]

Fig. 40 is a block diagram illustrating the structure of the image display control system in the modification of Fig. 39.

[FIGURE 41]

Fig. 41 illustrates the structure of the second embodiment of a fluorescence observation apparatus.

[FIGURE 42]

Fig. 42 is a block diagram showing the structure of the fluorescence light quantity detection apparatus in Fig. 41.

[FIGURE 43]

Fig. 43 illustrates the structure of the modification of the second embodiment.

[FIGURE 44]

Fig. 44 illustrates a state where a medical operation is being performed by an operator.

[FIGURE 45]

Fig. 45 is a schematic view which illustrates the structure of a stereoscopic endoscope of the third embodiment of the fluorescence observation apparatus.

[FIGURE 46]

Fig. 46 and 47 are related to the first and second embodiment of the fluorescence observation apparatus having a function to perform positional alignment. Fig. 46 illustrates the structure of the first embodiment of the fluorescence observation apparatus.

[FIGURE 47]

Fig. 47 illustrates the structure of the second embodiment of the fluorescence observation apparatus.

[FIGURE 48]

Fig. 48 illustrates the fluorescence characteristic of tissues in a body cavity when excitation light λ_0 is irradiated by the fluorescence endoscope apparatus.

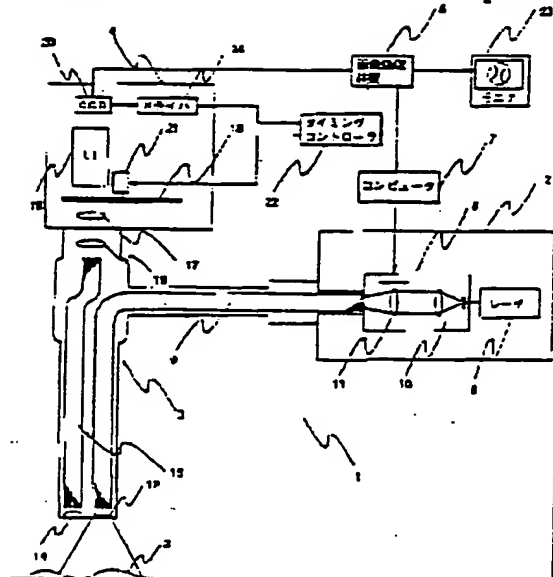
THIS PAGE BLANK (USPTO)

[EXPLANATION OF DRAWING]

- 1... Fluorescence Endoscope Apparatus
- 2... Light Source
- 3... Endoscope
- 4... Camera
- 5... Image Processing Apparatus
- 6... Light-Distribution Adjustment Means
- 7... Computer
- 8... Laser
- 9... Light Guide
- 10... Beam Expander Portion
- 11... Converging Lens
- 12... Diffusion Lens
- 13... Photographed Object
- 14... Objective Lens
- 15... Image Guide
- 16... Eyepiece
- 17... Coupling Lens
- 18... Rotation Filter
- 19... I.I.
- 20... CCD
- 21... Motor
- 22... Timing Controller
- 23... Monitor
- 24... Driver

【図 1】

[FIGURE 1]

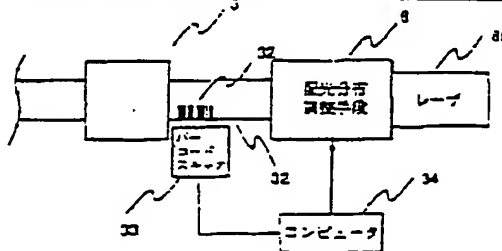


24 Driver	5 Image Processor	23 Monitor
22 Timing Controller	7 Computer	3 Laser

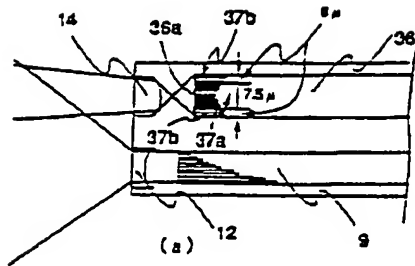
【図 2】

[FIGURE 2]

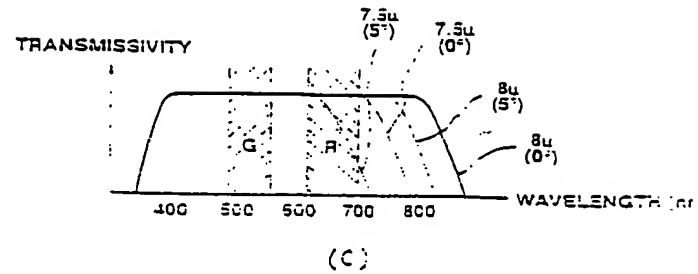
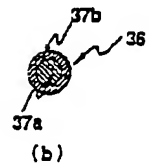
6 Light Distribution Adjustment Means	8 Laser
33 Bar Code Scanner	34 Computer



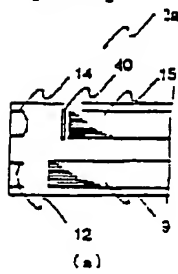
【図 3】



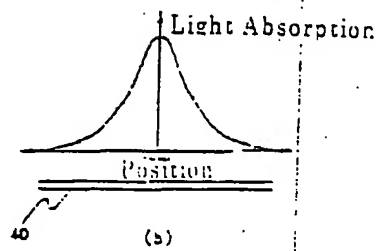
[FIGURE 3]



【図 4】



[FIGURE 4]

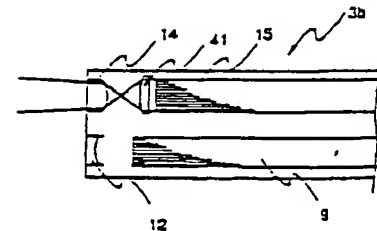


【図 6】

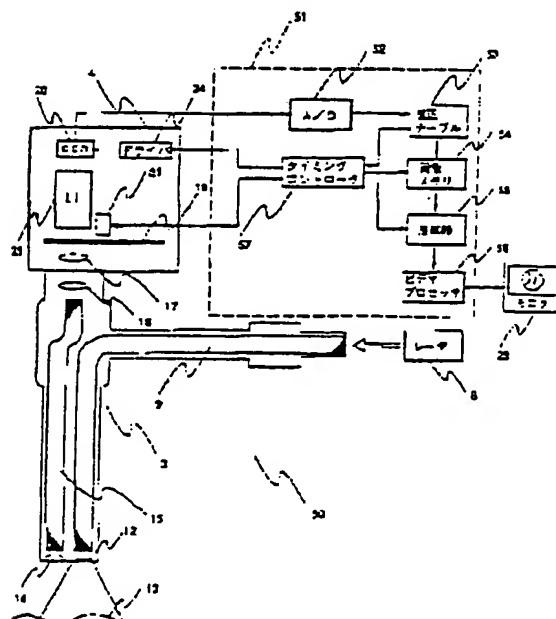
24 Driver	57 Timing Controller
53 Correction Table	54 Image Memory
55 Calculator	56 Video Processor
8 Laser	23 Monitor

[FIGURE 6]

【図 5】



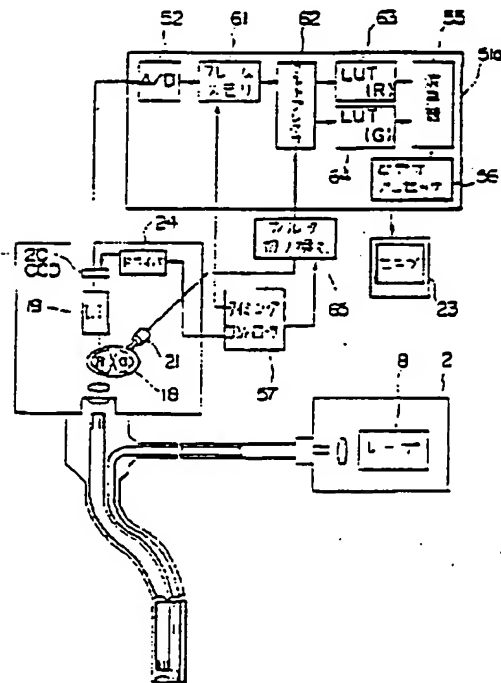
[FIGURE 5]



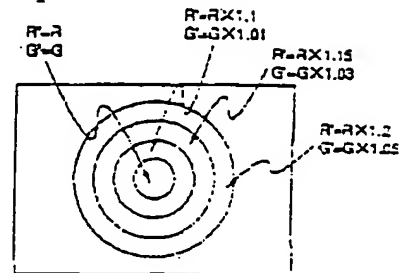
【図 7】

[FIGURE 7]

61 Frame Memory	62 Multiplexer	55 Calculator
24 Driver	65 Filter Switch	56 Video Processor
57 Timing Controller	23 Monitor	8 Laser



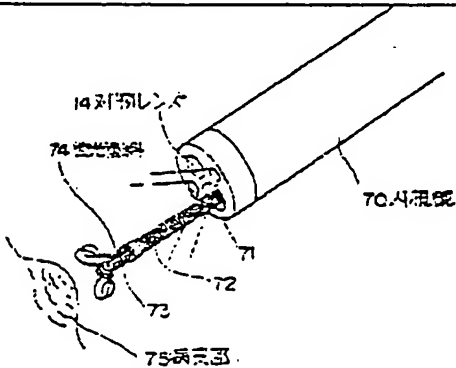
[FIGURE 8]



【図 9】

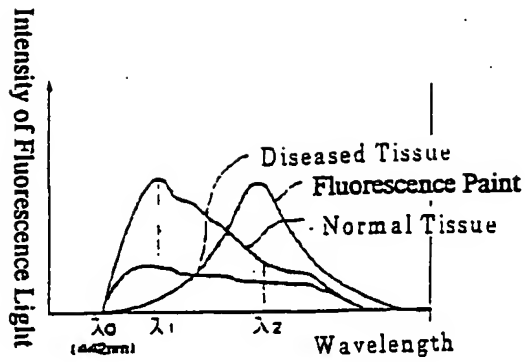
[FIGURE 9]

14 Objective Lens	70 Endoscope
74 Fluorescence Paint	75 Diseased Tissue



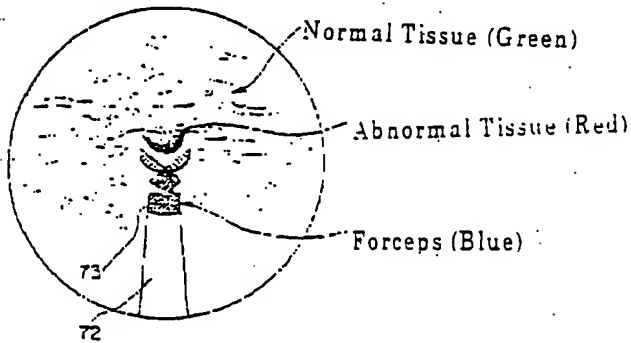
【図 10】

[FIGURE 10]



【図 11】

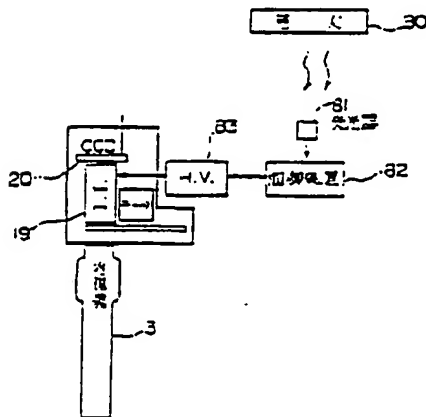
[FIGURE 11]



【図 12】

[FIGURE 12]

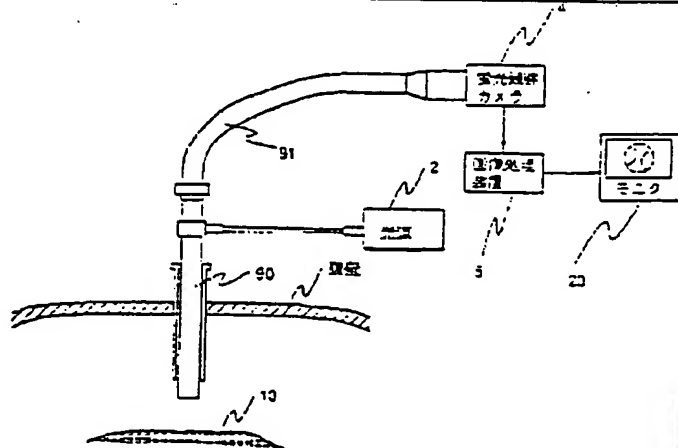
Motor	80 Electric Lamp	81 Light Receiver
3 Endoscope		82 Control Apparatus



【図 13】

[FIGURE 13]

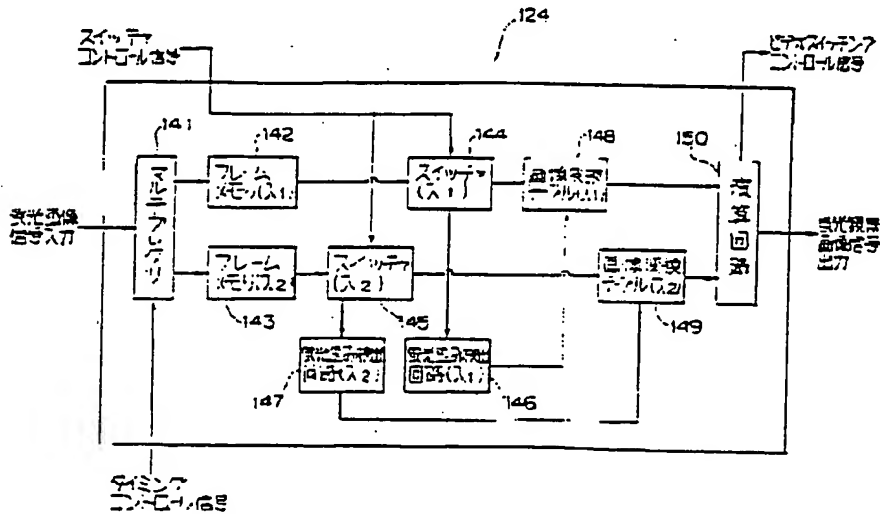
2 Light Source	4 Fluorescence Observation Camera	23 Monitor
Stomach Wall	5 Image Processor	



【図 15】

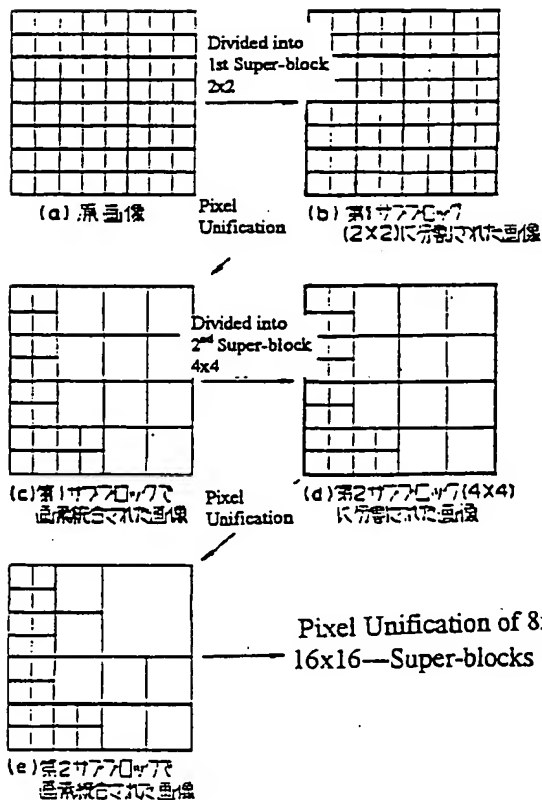
[FIGURE 15]

141 Multiplexer	142 Frame Memory (λ 1)	143 Frame Memory (λ 2)
144 Switcher (λ 1)	145 Switcher (λ 2)	146 Fluorescence Distortion Detector Circuit (λ 1)
147 Fluorescence Distortion Detector Circuit (λ 2)	148 Image Conversion Table (λ 1)	149 Image Conversion Table (λ 2)
Switcher Control Signal	150 Calculation Circuit	Video Switching Control Signal
Fluorescence Image Signal Input	Timing Control Signal	Fluorescence Observation Image Signal Input



【図 16】

[FIGURE 16]

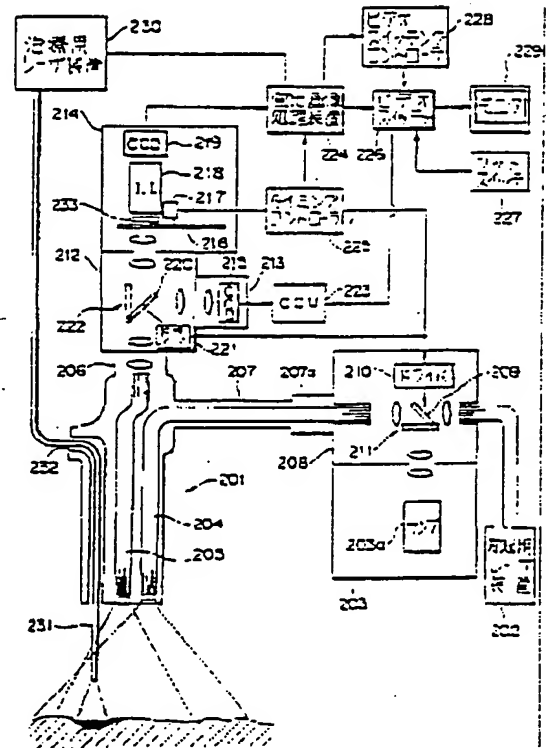
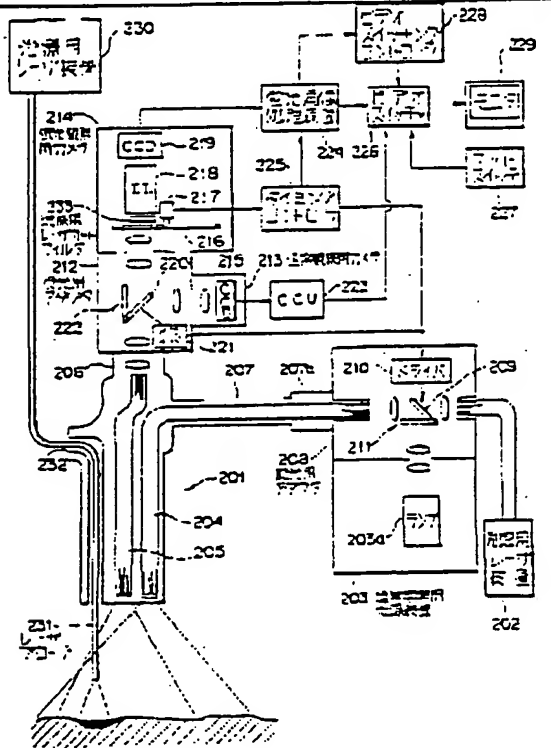


- (a) Original Image
- (b) Divided Image of 1st Super-block (2x2)
- (c) Unified Image of 1st Super-block
- (d) Divided Image of 2nd Super-block (4x4)
- (e) Unified Image of 2nd Super-block

【図 19】

[FIGURE 19]

230 Therapy Laser Beam Apparatus	224 Fluorescence Image Processor	228 Video Switching Controller
214 Camera for Fluorescence Observation	226 Video Switcher	229 Monitor
233 Therapeutic Laser Filter	225 Timing Controller	227 Foot Switch
212 Light Receiving Adapter	213 Camera for Normal Observation	210 Driver
221 Driver	208 Light Receiving Adapter	203a Lamp
231 Laser Probe	203 Light Source Device for Normal Observation	202 Laser Device for Excitation



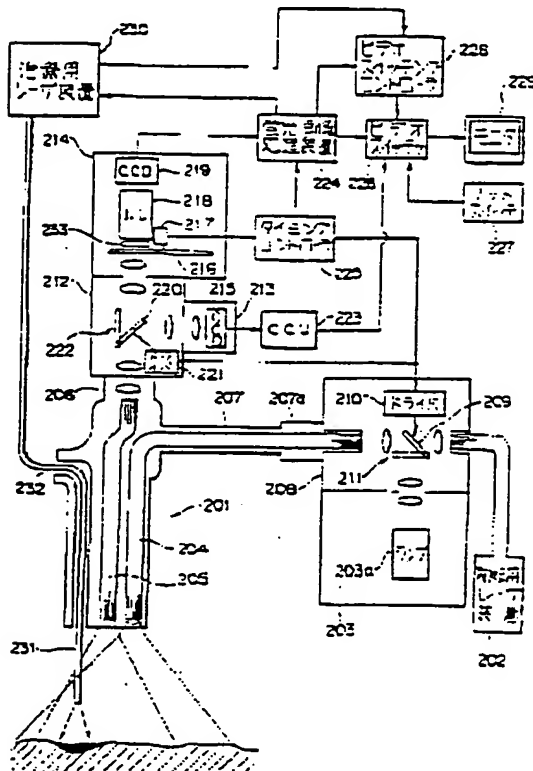
【図 20】

[FIGURE 20]

230 Therapy Laser Beam Apparatus	224 Fluorescence Image Processor	228 Video Switching Controller
	226 Video Switcher	229 Monitor
	225 Timing Controller	227 Foot Switch
		210 Driver
221 Driver		203a Lamp
		202 Laser Device for Excitation

[FIGURE 21]

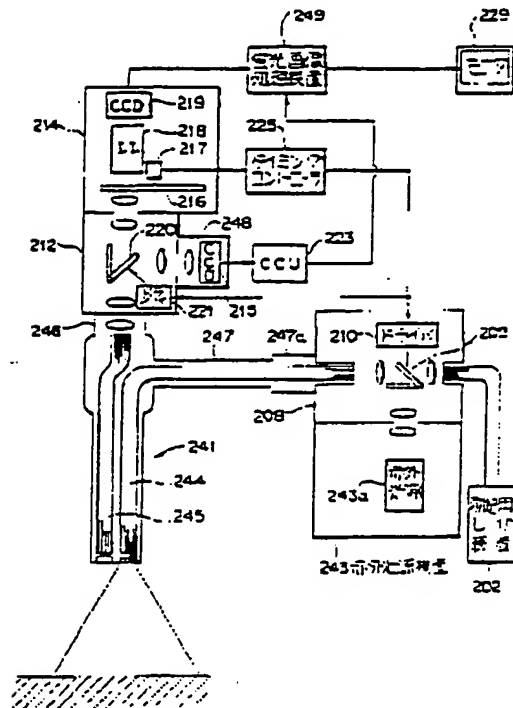
230 Therapy Laser Beam Apparatus	228 Video Switching Controller	229 Monitor
224 Fluorescence Image Processor	226 Video Switcher	227 Foot Switch
221 Driver	225 Timing Controller	210 Driver
203a Lamp	202 Laser Device for Excitation	



【図 22】

[FIGURE 22]

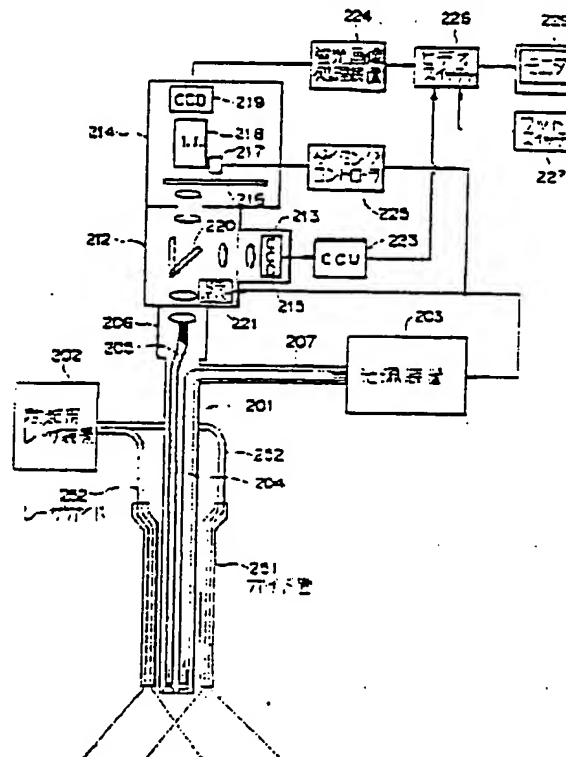
249 Fluorescence Image Processor	229 Monitor
221 Driver	225 Timing Controller
210 Driver	243a Infrared Light Source
243 Infrared Light Source Device	202 Laser Device for Excitation



【図 23】

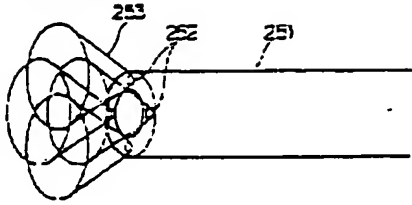
[FIGURE 23]

224 Fluorescence Image Processor	226 Video Switcher
229 Monitor	227 Foot Switch
221 Driver	225 Timing Controller
202 Laser Device for Excitation	203 Light Source
252 Laser Guide	251 Guide Pipe



【図 24】

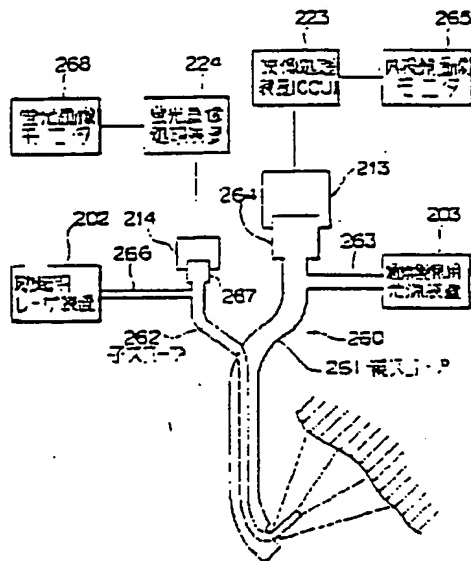
[FIGURE 24]



【図 25】

[FIGURE 25]

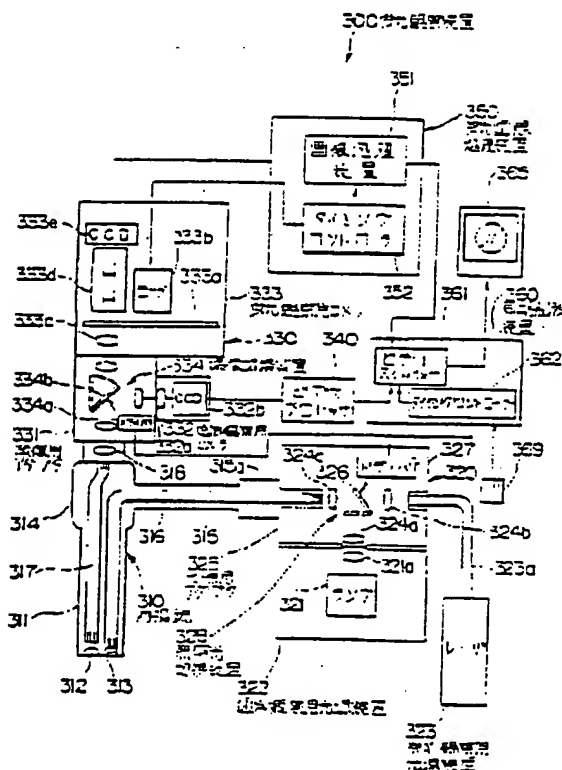
268 Fluorescence Image Monitor	224 Fluorescence Image Processor
223 Image Processor (CCU)	265 Endoscopic Image Monitor
202 Laser Device for Excitation	203 Light Source for Observation
262 Child Scope	261 Parent Scope



【図 26】

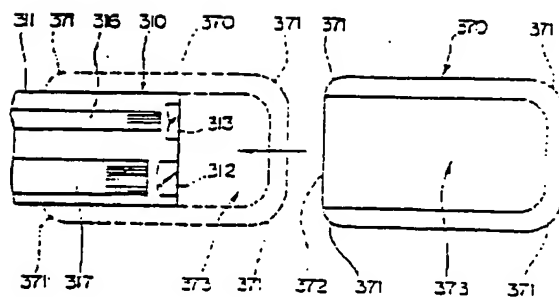
[FIGURE 26]

300 Fluorescence Observation Apparatus	351 Image Processor	350 Fluorescence Image Processor
333b Monitor	333 Camera for Fluorescence Observation	360 Synchronous Control Apparatus
331 Image Detecting Adapter	334a Driver	334 Image Switching Apparatus
332 Camera for Normal Observation		
340 Video Processor	361 Video Switcher	362 Timing Controller
310 Endoscope	325 Light Source Adapter	323 Illuminated Light Switching Device
327 Driver	321 Lamp	323 Laser
322 Light Source Apparatus for Normal Observation	323 Light Source Apparatus for Fluorescence Observation	



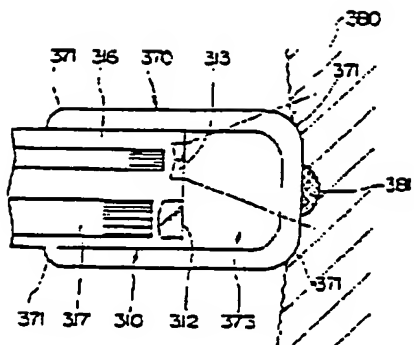
【図 27】

[FIGURE 27]



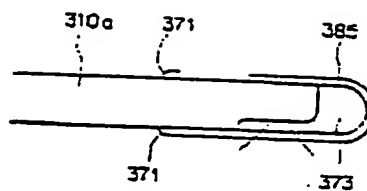
【図 28】

[FIGURE 28]



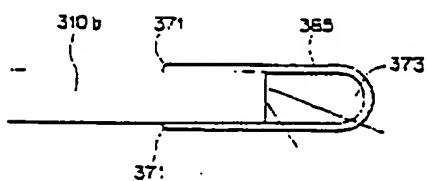
【図 29】

[FIGURE 29]



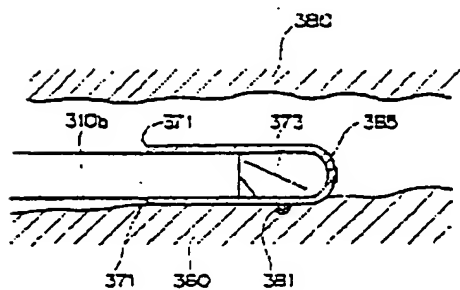
【図 30】

[FIGURE 30]



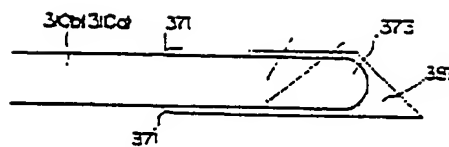
【図 31】

[FIGURE 31]



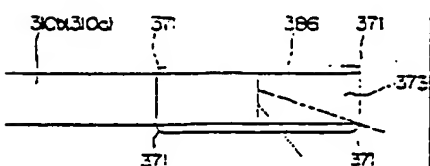
【図 33】

[FIGURE 33]



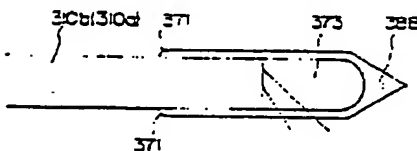
【図 32】

[FIGURE 32]



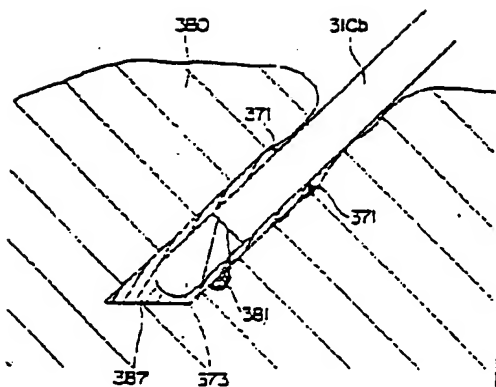
【図 34】

[FIGURE 34]



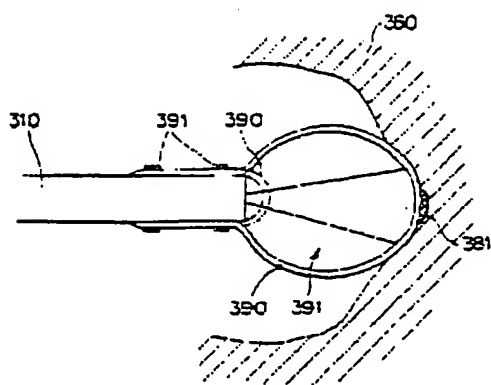
【図 3 5】

[FIGURE 35]



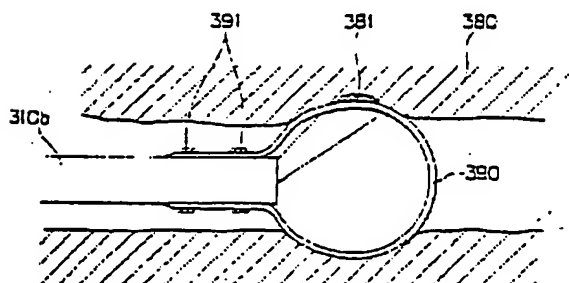
【図 3 6】

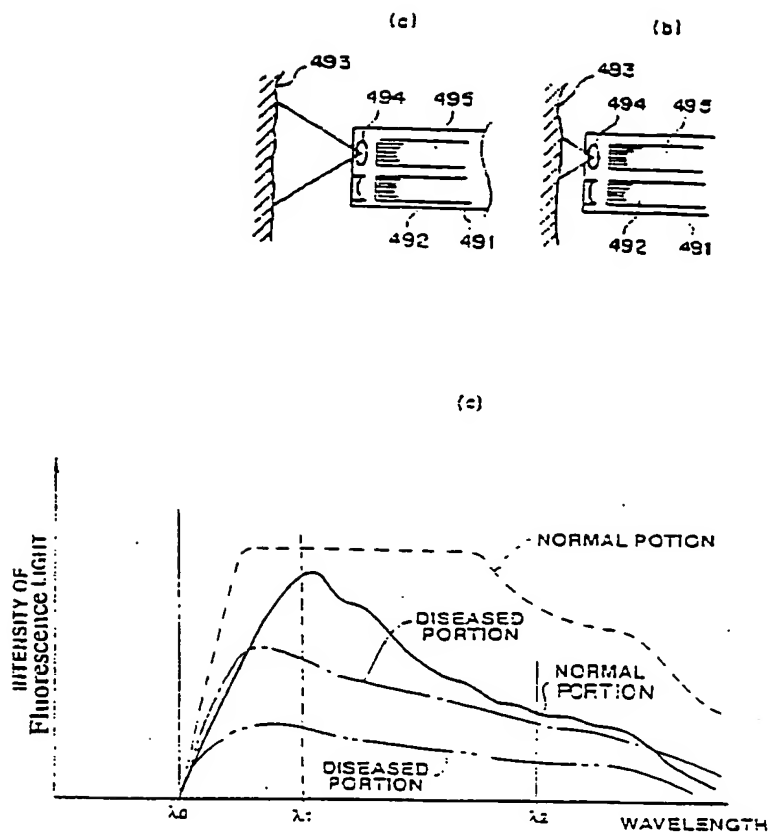
[FIGURE 36]



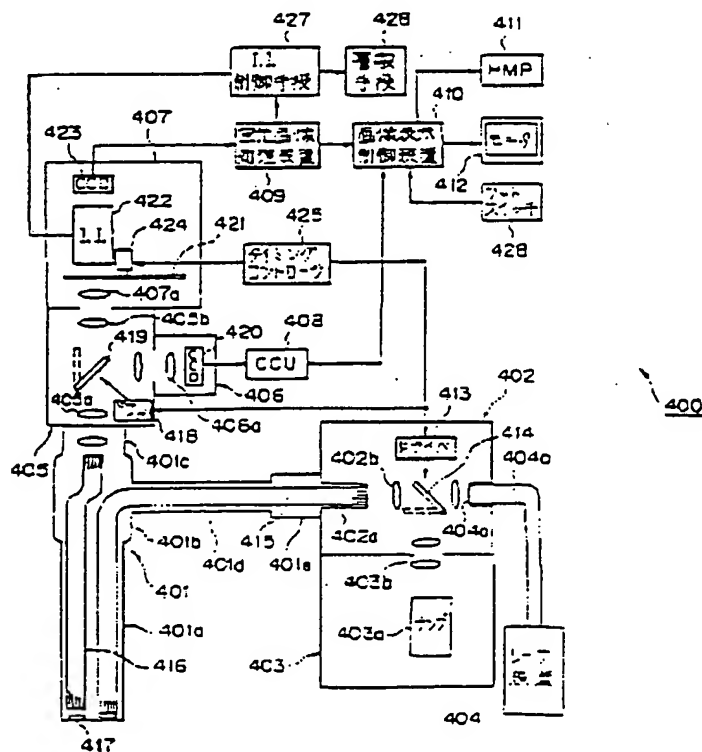
【図 3 7】

[FIGURE 37]





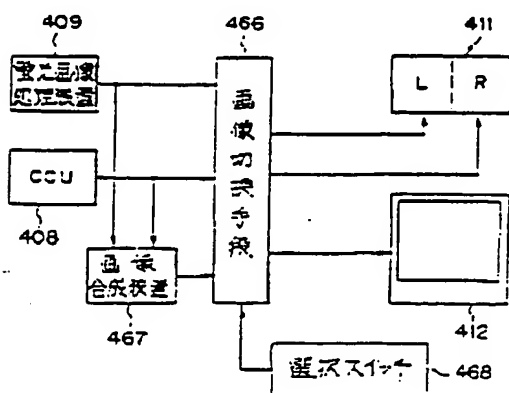
427 I.I Control Means	423 Warning Means
409 Fluorescence Image Processor	410 Image Display Control Device
412 Monitor	428 Foot Switch
418 Driver	425 Timing Controller
413 Driver	403a Lamp
404b Laser Device	



【図 40】

[FIGURE 40]

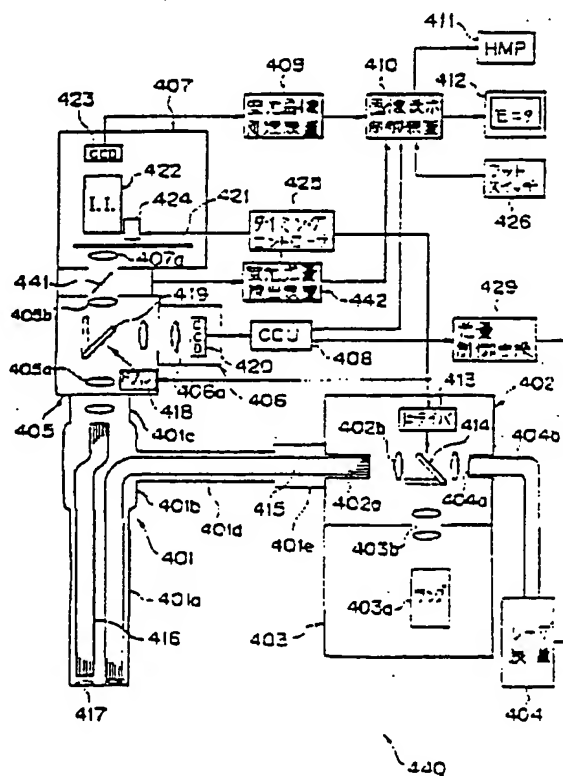
409 Fluorescence Image Processor	466 Image Switching Means
467 Image Synthesizing Apparatus	468 Selecting Switch



【図 41】

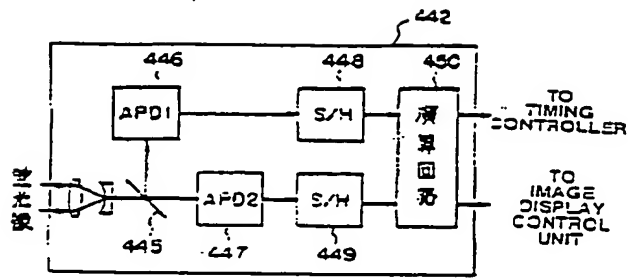
[FIGURE 41]

409 Fluorescence Image Processor	410 Image Display Control Device
412 Monitor	426 Foot Switch
418 Driver	425 Timing Controller
442 Fluorescence Quantity Detector	429 Light Quantity Control Means
413 Driver	403a Lamp
404 Laser Beam Apparatus	



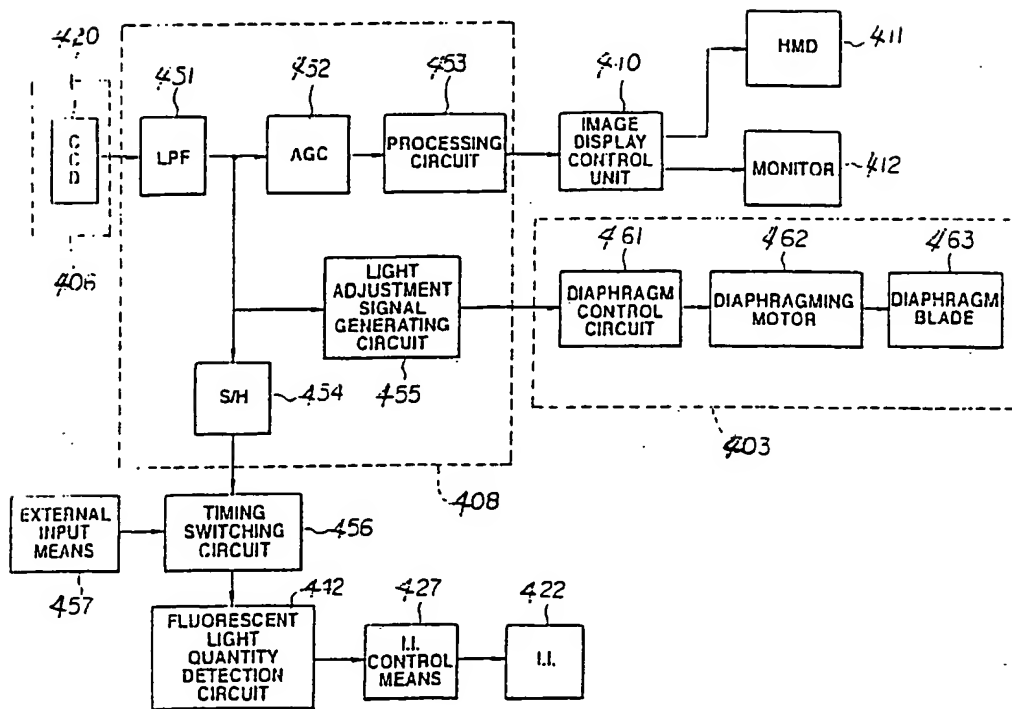
【図 4 2】

[FIGURE 42]

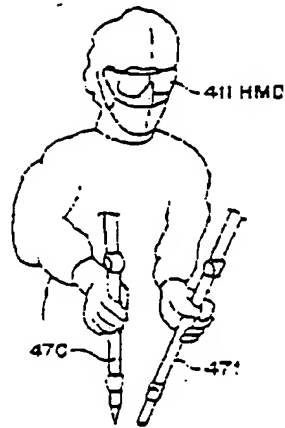


【図 4 3】

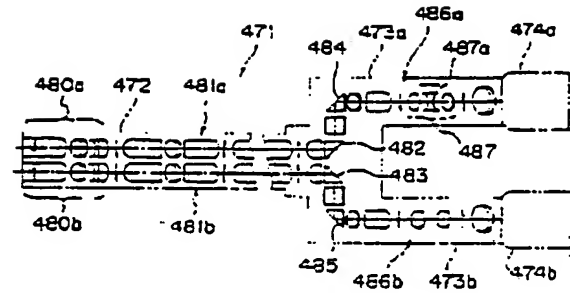
[FIGURE 43]



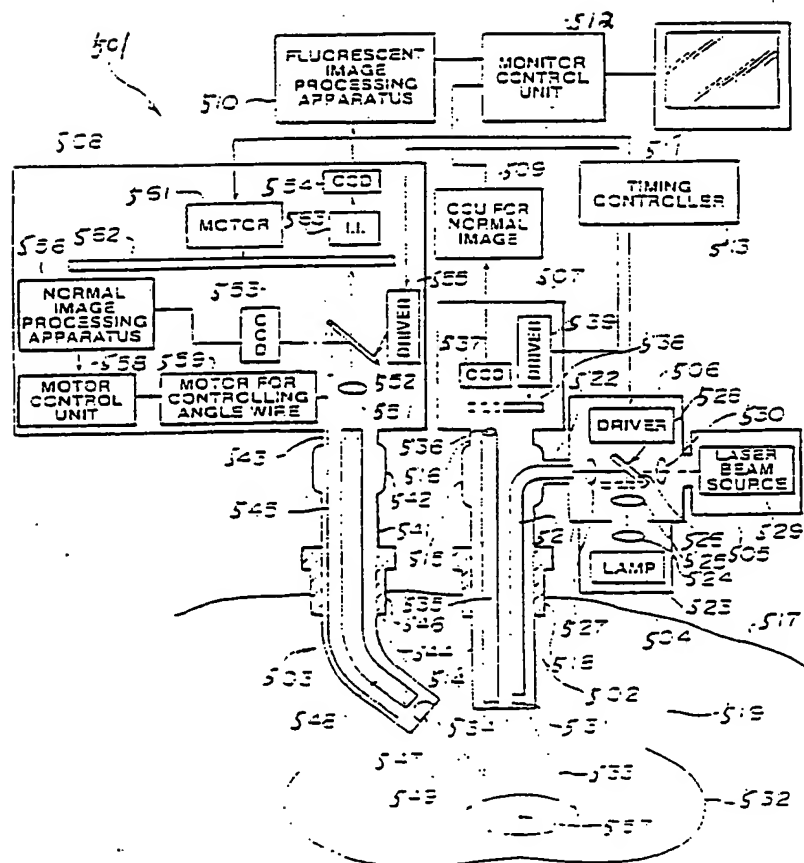
【図 44】 [FIGURE 44]



【図 45】 [FIGURE 45]



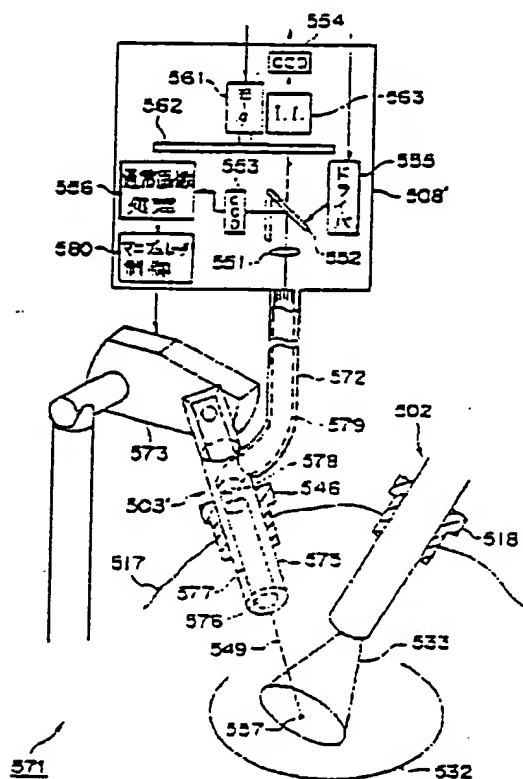
【図 46】 [FIGURE 46]



【図 4 7】

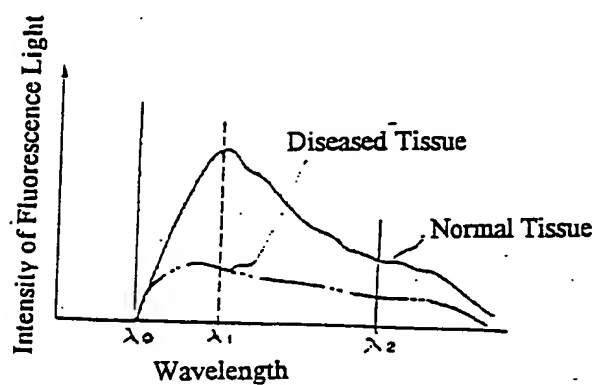
[FIGURE 47]

561 Motor	555 Driver
556 Normal Image Processor	550 Manipulator Control



【図 4 8】

[FIGURE 48]



MACHINE-ASSISTED TRANSLATION (MAT):

(19)【発行国】 日本国特許庁 (J P)	(19)[ISSUING COUNTRY] Japanese Patent Office (JP)
(12)【公報種別】 公開特許公報 (A)	Laid-open (kokai) patent application number (A)
(11)【公開番号】 特開平 7 - 2 2 2 7 1 2	(11)[UNEXAMINED PATENT NUMBER] Unexamined Japanese patent No. 7-222712
(43)【公開日】 平成 7 年 (1 9 9 5) 8 月 2 2 日	(43)[DATE OF FIRST PUBLICATION] August 22, Heisei 7 (1995)
(54)【発明の名称】 蛍光内視鏡装置	(54)[TITLE] Fluorescent endoscope apparatus
(51)【国際特許分類第 6 版】 A61B 1/04 370 1/00 300 D	(51)[IPC] A61B 1/04 370 1/00 300 D
【審査請求】 未請求	[EXAMINATION REQUEST] UNREQUESTED
【請求項の数】 1	[NUMBER OF CLAIMS] 1
【出願形態】 O L	[Application form] OL
【全頁数】 4 4	[NUMBER OF PAGES] 44
(21)【出願番号】 特願平 6 - 1 6 8 7 9	(21)[APPLICATION NUMBER] Japanese Patent Application No. 6-16879
(22)【出願日】 平成 6 年 (1 9 9 4) 2 月 1 0	(22)[DATE OF FILING] February 10, Heisei 6 (1994)

JP7-222712-A



日

(71)【出願人】

(71)[PATENTEE/ASSIGNEE]

【識別番号】

[PATENTEE/ASSIGNEE CODE]

0 0 0 0 0 0 3 7 6

000000376

【氏名又は名称】

オリンパス光学工業株式会社

Olympus Optical Co., Ltd. K.K.

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号

Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 金子 守

KANEKO, Mamoru

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2
Olympus Optical Co., Ltd. K.K.

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 植田 康弘

UEDA, Yasuharu

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2
Olympus Optical Co., Ltd. K.K.

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 吉原 雅也

YOSHIHARA, Masaya

【住所又は居所】	[ADDRESS]
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学工業株 式会社内	Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2 Olympus Optical Co., Ltd. K.K.

(72) 【発明者】	(72)[INVENTOR]
-------------------	-----------------------

【氏名】 飯田 雅彦	IIDA, Masahiko
-------------------	----------------

【住所又は居所】	[ADDRESS]
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学工業株 式会社内	Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2 Olympus Optical Co., Ltd. K.K.

(72) 【発明者】	(72)[INVENTOR]
-------------------	-----------------------

【氏名】 竹端 榮	TAKEBATA, Sakae
------------------	-----------------

【住所又は居所】	[ADDRESS]
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学工業株 式会社内	Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2 Olympus Optical Co., Ltd. K.K.

(72) 【発明者】	(72)[INVENTOR]
-------------------	-----------------------

【氏名】 大明 義直	OHAKI, Yoshinao
-------------------	-----------------

【住所又は居所】	[ADDRESS]
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学工業株 式会社内	Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2 Olympus Optical Co., Ltd. K.K.

(72) 【発明者】	(72)[INVENTOR]
-------------------	-----------------------

【氏名】 真貝 成人	SHINKAI, Naruhito
-------------------	-------------------

【住所又は居所】
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

[ADDRESS]
Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2
Olympus Optical Co., Ltd. K.K.

(72) 【発明者】 (72)[INVENTOR]

【氏名】 中村 一成 NAKAMURA, Kazunari

【住所又は居所】
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

[ADDRESS]
Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2
Olympus Optical Co., Ltd. K.K.

(72) 【発明者】 (72)[INVENTOR]

【氏名】 鷲塚 信彦 TAKATSUKA, Nobuhiko

【住所又は居所】
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3
番 2 号 オリンパス光学工業株
式会社内

[ADDRESS]
Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2
Olympus Optical Co., Ltd. K.K.

(74) 【代理人】 (74)[PATENT ATTORNEY]

【弁理士】

【氏名又は名称】 伊藤 進 ITOH, Susumu

(57) 【要約】 (57)[SUMMARY]

【目的】
あらかじめ、蛍光強度分布が均
一になるように補正することで
誤りの少ない、より精度の高い
診断を行う。

[OBJECT]
An error is few by performing a correction
beforehand, so that a fluorescence-intensity
distribution may become uniform. A more
accurate diagnosis is performed.

【構成】

光源 2 に内蔵されたレーザ（例えば波長 442 nm の He-cd レーザ）8 より、励起光 λ_0 を発生し、配光分布調整手段 6 を通じ内視鏡 3 のライトガイド 9 に導光する。配光分布調整手段 6 は、ビームエキスパンダ部 10 と移動可能な集光レンズ 11 より構成され、レンズ 11 の位置により、レーザ光の配光分布を変化させることができる。442 nm の励起光 λ_0 で得られる組織の蛍光は、正常部位ではその強度が強く、病変部では、波長の短い側で正常に比べ弱い。つまり、被写体 13 から の蛍光 λ_1 , λ_2 と正常と病変で蛍光強度の比率が異なるので、この λ_1 , λ_2 の比率を求めることで病変と正常を区別することができる。

[SUMMARY OF THE INVENTION]

Excitation light λ_0 are generated from the laser 8 (for example, He-cd laser with a wavelength of 442 nm) built in the light source 2. It guides light to the light guide 9 of an endoscope 3 through light-distribution adjustment means 6.

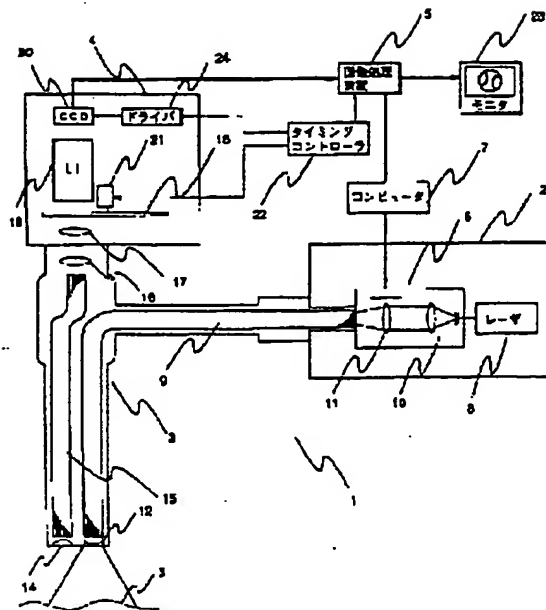
Light-distribution adjustment means 6 consists of a beam expander part 10 and a movable condenser lens 11.

A light-distribution of a laser light can be varied by the position of a lens 11.

By the normal part, that strength of the fluorescence of the tissue obtained by 442 nm excitation-light λ_0 is strong.

It compares normally and is weak at the side with a wavelength short in a disease part.

Because the ratio of a fluorescence intensity is different from fluorescent λ_1 from a photographed object 13, and λ_2 by the disease in it being normal in other words, a disease and the tone are distinguishable requiring for the ratio of this λ_1 and λ_2 .



24 Driver	5 Image Processor	23 Monitor
22 Timing Controller	7 Computer	3 Laser

【特許請求の範囲】

[CLAIMS]

【請求項 1】

体腔内に励起光を照射し、体腔内組織から発せられる蛍光を観察する蛍光内視鏡装置において、
 蛍光画像の強度分布を求める画像検出手段と、
 少なくとも励起光の配光を変更する配光変更手段または蛍光画像の各領域毎に係数を掛け補正する画像補正手段とをもち、
 前記画像検出手段で求められた前期蛍光画像の強度分布が当該均一となるように、少なくとも前記配光手段または画像補正手段のどちらか一方を制御する制

[CLAIM 1]

Excitation light are irradiated intra-corporeally.
 The image detector which requires for a strong distribution of a fluorescent image in the fluorescent endoscope apparatus which observes the fluorescence emitted from an intra-corporeal tissue, it has image correction means which performs the suspending/hanging correction of coefficient for every area of light-distribution modification means to change the light distribution of excitation light at least, or a fluorescent image.

So that a strong distribution of a fluorescent image may become uniform the first half for which it was required by the above-mentioned image detector, control means to control either

御手段を備えたことを特徴とする
蛍光内視鏡装置。

at least the above-mentioned light-distribution means or image correction means was provided. Fluorescent endoscope apparatus characterised by the above-mentioned.

【発明の詳細な説明】

[DETAILED DESCRIPTION OF INVENTION]

【0001】

[0001]

【産業上の利用分野】

[INDUSTRIAL APPLICATION]

本発明は励起光による蛍光像を得ることのできる蛍光内視鏡装置に関する。

This invention relates to the fluorescent endoscope apparatus which can obtain the fluorescent image by excitation light.

【0002】

[0002]

【従来技術】

[PRIOR ART]

近年、生体からの自家蛍光や生体へ薬物を注入し、その薬物の蛍光を2次元画像として検出し、その蛍光像から、生体組織の変性や癌等の疾患状態を診断する技術がある。

In recent years, a medicine is injected from the living body to a home fluorescence and the living body. It is detected, doing the fluorescence of that medicine as a two-dimensional image. From that fluorescent image, there is a technology that illness condition, such as the modification of an living body tissue and cancer, is diagnosed.

【0003】

[0003]

自家蛍光においては、生体組織に光を照射すると、その励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光物質として、例えばNADH（ニコチンアミドアデニンヌクレオチド）、FMH（フラビンモノヌクレオチド）、ピリジンヌクレオチド等がある。最近では、このよう

In a home fluorescence, if a light is irradiated to an living body tissue, the fluorescence of a wavelength longer than those excitation light will occur. It is done as the fluorescent material in the living body, for example, there are NADH (nicotinamide adenine nucleotide), FMH (flavin mononucleotide), pyridine nucleotide, etc.

Recently, the interactive relationship with the illness is clear such inside causative

な、内因物質と、疾患との相互 substances.
関係が明確になってきた。

【0004】

また、薬物の蛍光においては、HpD (ヘマトポルフィリン), Photofrin, ALA (δ -amino levulinic acid) が癌への集積性があり、これら薬物を生体内に注入し、それらの蛍光を観察することで、疾患部位の診断が可能となる。

[0004]

Moreover, in the fluorescence of a medicine, the integrated property to cancer has HpD (hematoporphyrin), Photofrin, and ALA ((delta)-amino levulinic acid).

These medicine are injected in the living body.

A diagnosis of an illness part can be performed by observing those fluorescences.

【0005】

つまり、上記自家蛍光及び薬物による蛍光において、正常部と病変部の蛍光強度及びそのスペクトルが変化する。そこで、蛍光の強度、スペクトルを画像で検出し、分析することで正常部と癌を判別することができる。その判別方法として、本出願人による特願平5-304429号に示すように、励起光 λ_0 (例えば350nm~500nmの光) のレーザ (例えばエキシマレーザ、クリプトンレーザ、He-Cdレーザ、色素レーザ) を患部に照射する。図48に示すように、例えば442nmの励起光 λ_0 で得られる組織の蛍光は、正常部位ではその強度が強く、病変部では、波長の短い側で正常に比べ弱い。つまり、図中 λ_1 , λ_2 と正常と病変で蛍光強度の比率が異なるの

[0005]

In other words, in an above-mentioned home fluorescence and the fluorescence by the medicine, the fluorescence intensity and its spectrum of a normal part and a disease part vary. Consequently, fluorescent strength and a spectrum are detected by the image.

A normal part and cancer can be distinguished by analysing.

As shown in Japanese Patent Application No. 5-304429 by this applicant as that discrimination method, the laser (for example, an excimer laser, a krypton laser, a He-Cd laser, dye laser) of excitation-light λ_0 (for example, 350 nm - 500 nm light) is irradiated to a diseased part.

As shown in Fig. 48, by the normal part, that strength of the fluorescence of the tissue obtained by 442 nm excitation-light λ_0 is strong.

In a disease part, if compared with that which is normal by the side with a short wavelength, it is weak.

で、この $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ の比率を
求めることで病変と正常を区別
することができる。そこで、蛍
光を480～520 nmの帯域
及び630 nm以上の帯域の2
つのフィルタを通じ、高感度カ
メラ（イメージインテンシファ
イア）で撮影し、画像処理装置
により、各帯域波長間で差等の
画像演算を行い、その値から、
擬似カラー表示例えば正常部は
緑、異常部は赤と表示すること
で、判別している。

Because the ratio of a fluorescence intensity
is in other words in the drawing(s) different from
 $\lambda 1$ and $\lambda 2$ by the disease in it being normal,
a disease and the tone are distinguishable
requiring for the ratio of this $\lambda 1$ and $\lambda 2$.

Consequently, 2 filters, a 480-520 nm band and
band 630 nm or more, are passed in a
fluorescence. A photograph is taken with a high
sensitive camera (image intensifier).

An image processor performs image
calculations, such as a difference, between
each band wavelength. The imitation colour
display from that value, for example, normal
part, is green. An abnormal part is displaying as
red and is distinguished.

【0006】

[0006]

【発明が解決しようとする課
題】

ところで、内視鏡は光を、生体
内へ伝送し照射するための、導
光用ファイバー、拡散レンズと、
反射光又は蛍光を生体外へ伝送
し、観察するためのイメージガ
イド、対物レンズ、接眼レンズ
等により構成されている。

[PROBLEM ADDRESSED]

Incidentally, an endoscope transmits the fibre
for light-guides, a diffusion lens, and the
reflected light or the fluorescence for
transmitting a light to the living body and
irradiating it to an external.

It is comprised by the image guide for
observing, the objective lens, the eyepiece, etc.

【0007】

[0007]

これら光学系は、それぞれ波長
特性、分散、歪み等があり、内
視鏡で蛍光観察をした場合、そ
の観察領域において、蛍光強度
分布に、ムラが生じたり、特に
検出波長間で蛍光強度分布に違
いがあると、癌と正常部の判別

These optical system respectively has a
wavelength characteristic, dispersion, a
distortion, etc.

When a fluorescent observation is performed
by the endoscope, in that observation area, a
nonuniformity results in a fluorescence-intensity
distribution.

に誤りを生じることがあり、問題であった。

Moreover, when a difference is in a fluorescence-intensity distribution especially between detection wavelengths, an error may be produced in discrimination of cancer and a normal part. It was the problem.

【0008】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、あらかじめ、蛍光強度分布が均一になるように補正することで誤りの少ない、より精度の高い診断を行うことのできる蛍光内視鏡装置を提供することを目的とする。

[0008]

This invention is formed in consideration of an above-mentioned situation.

It aims at offering the fluorescent endoscope apparatus with a few error which can perform an accurate diagnosis more, by performing a correction beforehand, so that a fluorescence-intensity distribution may become uniform.

【0009】

【課題を解決するための手段】
本発明の蛍光内視鏡装置は、体腔内に励起光を照射し、体腔内組織から発せられる蛍光を観察する蛍光内視鏡装置において、蛍光画像の強度分布を求める画像検出手段と、少なくとも励起光の配光を変更する配光変更手段または蛍光画像の各領域毎に係数を掛け補正する画像補正手段とを持ち、前記画像検出手段で求められた前記蛍光画像の強度分布が当該均一となるように、少なくとも前記配光手段または画像補正手段のどちらか一方を制御する制御手段を備えて構成される。

[0009]

[SOLUTION OF THE INVENTION]

The fluorescent endoscope apparatus of this invention irradiates excitation light intracorporeally. In the fluorescent endoscope apparatus which observes the fluorescence emitted from an intra-corporeal tissue, it has the image detector which requires for a strong distribution of a fluorescent image, and image correction means which performs the suspending/hanging correction of coefficient for every area of light-distribution modification means to change the light distribution of excitation light at least, or a fluorescent image.

Control means to control either at least the above-mentioned light-distribution means or image correction means is provided, and it is comprised so that a strong distribution of the above-mentioned fluorescent image obtained by the above-mentioned image detector may

become uniform.

【0010】

[0010]

【作用】

本発明の蛍光内視鏡装置では、前記制御手段により前記画像検出手段で求められた前記蛍光画像の強度分布が当該均一となるように、少なくとも前記配光手段または画像補正手段のどちらか一方を制御することで、あらかじめ、蛍光強度分布が均一になるように補正することで誤りの少ない、より精度の高い診断を行うことを可能とする。

【Effect】

It is controlling either at least the above-mentioned light-distribution means or image correction means by the fluorescent endoscope apparatus of this invention so that a strong distribution of the above-mentioned fluorescent image obtained by the above-mentioned image detector by above-mentioned control means becomes uniform. The thing with a few error which an accurate diagnosis is performed more is enabled by performing a correction beforehand, so that a fluorescence-intensity distribution may become uniform.

【0011】

[0011]

【実施例】

図1及び図2は本発明の第1実施例に係わり、図1は蛍光内視鏡装置の第1実施例の構成を示す構成図、図2は図1の蛍光内視鏡の変形例の要部の構成を示す構成図である。

【Example】

Fig. 1 and 2 is concerned in the 1st example of this invention. Fig. 1 is a block diagram showing the component of the 1st example of fluorescent endoscope apparatus. Fig. 2 is a block diagram showing the component of the principal part of the modification of the fluorescent endoscope of Fig. 1.

【0012】

[0012]

図1に示すように、第1実施例の蛍光内視鏡装置1は、励起光を発生する光源2と、光源2からの励起光を生体内に照射して蛍光を検出し生体外に伝達する

As shown in Fig. 1, the fluorescent endoscope apparatus 1 of the 1st example processes the image from the light source 2 which generates excitation light, the endoscope 3 which the excitation light from a light source 2 are

内視鏡 3 と、蛍光像を高感度で撮影し電気信号に変換するカメラ 4 と、カメラ 4 からの画像を処理し、蛍光強度分布を求める共に画像間演算を行う画像処理装置 5 と、前記蛍光強度分布から、光源 2 に内蔵される配光分布調整手段 6 を制御するコンピュータ 7 等により構成される。

irradiated in the living body, and a fluorescence is detected, and is transmitted to an external, the camera 4 which takes a photograph of a fluorescent image by the high sensitivity, and converts it into an electrical signal, and the camera 4. It is comprised from an above-mentioned fluorescence-intensity distribution with the image processor 5 which requires for a fluorescence-intensity distribution and which performs both the calculations between images by the computer 7 which controls light-distribution adjustment means 6 built in a light source 2.

【0013】

まず、光源 2 に内蔵されたレーザ（例えば波長 442 nm の He-cd レーザ、350 nm ~ 500 nm のエキシマレーザ、クリプトンレーザ、色素レーザ）8 より、励起光 λ_0 を発生し、配光分布調整手段 6 を通じ内視鏡 3 のライトガイド 9 に導光する。前記配光分布調整手段 6 は、ビームエキスパンダ部 10 と移動可能な集光レンズ 11 より構成され、レンズ 11 の位置により、レーザ光の配光分布を変化させることができる。尚、レンズ 11 の位置は、コンピュータ 7 により制御される。ライトガイド 9 に導光されたレーザ光は内視鏡 3 内部を通り拡散レンズ 12 により拡げられ、被写体 13 に照射される。そして被写体 13 より出た蛍光を対物レンズ

[0013]

First, excitation light λ_0 are generated from the laser 8 (for example, a He-cd laser with a wavelength of 442 nm, a 350 nm - 500 nm excimer laser, a krypton laser, dye laser) built in the light source 2.

It guides light to the light guide 9 of an endoscope 3 through light-distribution adjustment means 6.

Above-mentioned light-distribution adjustment means 6 consists of a beam expander part 10 and a movable condenser lens 11.

A light-distribution of a laser light can be varied by the position of a lens 11.

In addition, the position of a lens 11 is controlled by the computer 7.

The laser light which guided light by the light guide 9 can be extended with the diffusion lens 12 through endoscope 3 inside.

It is irradiated by the photographed object 13.

And, incidence of the fluorescence which came out from the photographed object 13 is

14, イメージガイド15, 接眼レンズ16を通じカメラ4に入射される。カメラ4に入射された、蛍光像は結合レンズ17, 回転フィルタ18, イメージインテンシファイア (I. I.) 19を通じCCD20で撮像されビデオ信号に変換される。図48に示したように、例えば442nmの励起光 λ_0 で得られる組織の蛍光は、正常部位ではその強度が強く、病変部では、波長の短い側で正常に比べ弱い。つまり、図48中 λ_1 , λ_2 と正常と病変で蛍光強度の比率が異なるので、この λ_1 , λ_2 の比率を求めることで病変と正常を区別することができる。そこで、前記回転フィルタ18には480~520nmの帯域及び630nm以上の帯域の光を透過するフィルタが交互に配置されている。

【0014】

つまりモータ21により回転フィルタ18が回転することで、前記480~520nm, 630nmの帯域の蛍光像を交互に撮像することができる。尚、前記モータ21の回転は前記コンピュータ7で制御されたタイミングコントローラ22で制御され、CCD20はタイミングコントローラによりドライバ24で駆動されている。

performed to a camera 4 through an objective lens 14, the image guide 15, and the eyepiece 16.

The fluorescent image by which incidence was performed to the camera 4 is picked up by CCD 20 through the joint lens 17, the rotation filter 18, and the image intensifier (I.I.) 19, and is converted into a video signal.

As shown in Fig. 48, by the normal part, that strength of the fluorescence of the tissue obtained by 442 nm excitation-light λ_0 is strong. Compared to normal, it is weak at the side with a wavelength short in a disease part.

Because the ratio of a fluorescence intensity is different from λ_1 in Fig. 48, and λ_2 by the disease in it being normal in other words, a disease and the tone are distinguishable requiring for the ratio of this λ_1 and λ_2 .

Consequently, the filter which performs the transmission of the light of a 480-520 nm band and a band 630 nm or more is alternately arranged on the above-mentioned rotation filter 18.

[0014]

By in other words the rotation filter 18 rotating by the motor 21, the fluorescent image of a band (above-mentioned 480-520 nm and 630 nm) can be picked up alternately.

In addition, rotation of the above-mentioned motor 21 is controlled by the timing controller 22 controlled by the above-mentioned computer 7.

CCD 20 is driven by the driver 24 by the timing controller.

【0015】

前記CCD20で得られた蛍光画像は、画像処理装置に入力され、各波長帯域毎の画像間で演算され、その結果に応じた擬似カラー画像をモニタ23に表示する。また、一方では、前記蛍光画像の強度分布をコンピュータ7で解析し、均一になるよう、光源2のレンズ11の位置を制御する。

【0016】

尚、この配光分布の調整は内視鏡検査前に標準的な被写体13において行い、内視鏡検査中は、その配分を保持する。

【0017】

このように本実施例の蛍光内視鏡装置1によれば、蛍光画像を基に光源の配光を変化させるので、スコープの交換により、その光学特性が変化しても良好な蛍光像を得ることができる。

【0018】

ところで、第1実施例の変形例として、あらかじめ、内視鏡の種類をバーコードで検出し、その種類に合わせた、配光とすることができ、こ

[0015]

The fluorescent image obtained by above-mentioned CCD 20 is input into an image processor.

It calculates between the images for every wavelength band.

A imitation colour image is displayed to a monitor 23 depending on the result.

Moreover, in one side, a strong distribution of an above-mentioned fluorescent image is analysed by computer 7.

The position of the lens 11 of a light source 2 is controlled to become uniform.

[0016]

In addition, adjustment of this light-distribution is performed in the standard photographed object 13 before endoscopy.

That allocation is maintained in endoscopy.

[0017]

Thus according to the fluorescent endoscope apparatus 1 of this example, because a fluorescent image varies the light distribution of a light source to a group, even if that optical characteristic varies with the exchanges of a scope, a favourable fluorescent image can be obtained.

[0018]

Incidentally, the variety of endoscope is beforehand detected by the bar code as a modification of the 1st example.

It can comprise so that it may be done as the light distribution combined in that variety.

のように構成することで、前記第1実施例のように、内視鏡検査の前の調整がいらない。

With such a component, the adjustment before endoscopy is not needed such as the 1st above-mentioned example.

【0019】

つまり、図2に示すように、第1実施例の変形例として、内視鏡3のコネクタ31に、内視鏡3の機種又は配光データが記されたバーコード32と、前記バーコード32を読み取るバーコードスキャナ33と、バーコード32のデータより最適な蛍光画像となるように配光を変化させる配光分布調整手段6を制御するコンピュータ34とを備えて構成する。

[0019]

In other words, as shown in Fig. 2, as a modification of the 1st example, the bar code 32 which the model or the light-distribution data of an endoscope 3 described at the connector 31 of an endoscope 3, the bar-code scanner 33 which reads the above-mentioned bar code 32, and the computer 34 which controls light-distribution adjustment means 6 to vary a light distribution so that it may become the optimum fluorescent image from the data of a bar code 32 are provided and comprised.

【0020】

そして、光源2に内視鏡3のコネクタ31を挿入する。この時、コネクタ31には、内視鏡3の機種又は配光データが記されたバーコード32が、添付され、このバーコード32をバーコードスキャナ33で読み、この結果を基に、コンピュータ34で配光分布調整手段6を制御する。

[0020]

And, the connector 31 of an endoscope 3 is inserted in a light source 2.

At this time, the bar code 32 which the model or the light-distribution data of an endoscope 3 described is appended to a connector 31.

This bar code 32 is read with the bar-code scanner 33.

This result becomes as follows to a group. Light-distribution adjustment means 6 is controlled by the computer 34.

【0021】

この結果、事前の被写体13を用いた配光調整を行うことなく最適な配光分布を得ることができる。

[0021]

Consequently, the optimum light-distribution can be obtained, without performing light-distribution adjustment using the prior photographed object 13.

【0022】

尚、前記第1実施例において、イメージファイバーのその素線が $8\mu\text{m}$ 以上の物を使用することで、 600nm 以上の赤色の減衰が少なく、より安定した蛍光診断が可能である。

[0022]

In addition, in the 1st above-mentioned example, it is being used the object that strand of whose of an image fibre is 8 micrometers or more, and the attenuation of red colour 600 nm or more is few, and the fluorescent diagnosis stabilised more is possible.

【0023】

次に第2実施例について説明する。図3は第2実施例に係る蛍光内視鏡装置の内視鏡先端部の構成を示す構成図である。第2実施例は第1実施例とほとんど同じであるので、異なる構成のみ説明し、同一構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

[0023]

Next the 2nd example is explained.

Fig. 3 is a block diagram showing the component of the endoscope point of the fluorescent endoscope apparatus based on the 2nd example.

Because the 2nd example is almost the same as the 1st example, it explains only a different component.

Attachment explanation abridges the same symbol as an identical component.

【0024】

イメージガイドよりなる内視鏡において、観察画像の分解向上のため、イメージガイドを構成するファイバーの外径を 7.5μ と細くし、本数を増加している。このファイバーの細径化によってイメージガイド周辺部で赤色の伝送効率がわずかながら低下していたが、通常の内視鏡観察では支障なかった。

[0024]

In the endoscope which consists of an image guide, the outer diameter of the fibre which comprises an image guide is made thin with 7.5μ microns for the improvement of an observation image in a resolution. A number is increased.

The red transmission efficiency was reducing with small in the image guide peripheral part by narrow-diameter-isation of this fibre.

However, in the usual endoscope observation, it was convenient.

【0025】

しかし、蛍光を用いて癌等の病変部を診断する技術においては、緑色と赤色の比を取るなど、

[0025]

However, in the technology that disease parts, such as cancer, are diagnosed using a fluorescence, since the calculation between

波長間の演算を行っているため、イメージガイド周辺部で赤色の伝送効率が低下すると癌等の病変部と正常部の判別に誤りを生じることがあった。

【0026】

そこで、第2実施例の蛍光内視鏡装置として、イメージガイド周辺部での赤色領域の伝送効用を肩上させ、ファイバー本数増加による分解能向上を行いつつも、正常部と病変部の判別をより精度良く行う。

【0027】

つまり、体腔内に励起光を照射し、体腔内組織から発せられる蛍光を光ファイバーからなるイメージガイドを介し、観察する内視鏡装置において、前記イメージガイドを構成する光ファイバーの中心部と周辺部とで中心部に比べ、周辺部の光ファイバーの波長特性の赤色領域の帯域を増加した。

【0028】

したがって、イメージガイドの周辺部の光線が光ファイバーの面に対し、傾いて入射されても、光ファイバーの赤色領域の帯域

wavelengths was performed, when the red transmission efficiency reduced taking the ratio of green and red colour etc. in the image guide peripheral part, the error might be produced in discrimination of disease parts, such as cancer, and a normal part.

[0026]

Consequently, transmission use of the red-colour area in an image guide peripheral part is performed on the shoulder as fluorescent endoscope apparatus of the 2nd example.

Discrimination of a normal part and a disease part is performed more accurately, performing the resolution enhancement by the gain of the number of fibres.

[0027]

In other words, excitation light are irradiated intra-corporeally.

In the endoscope apparatus which observes the fluorescence emitted from an intra-corporeal tissue via the image guide which consists of an optical fibre, the band of the red-colour area of the wavelength characteristic of the optical fibre of a peripheral part was increased in the central part of the optical fibre and the peripheral part which comprise an above-mentioned image guide, compared with the central part.

[0028]

Therefore, because the band of the red-colour area of an optical fibre is increasing even when the light ray of the peripheral part of an image guide inclines and incidence is performed to the

が増加しているので、赤色の抜けが少なくなり、観察領域の場所に関係なく、病変部と正常部の判別ができる。

【0029】

この結果、第2実施例の蛍光内視鏡装置では、ファイバー本数増加による分解能向上を行いつつも、周辺部の赤色領域の伝送効率を向上しているので、周辺部の赤色光の減衰を防ぐことができ、緑色と赤色の比等により、病変部と正常部の判別の際、緑色及び赤色の伝送効率が周辺部で低下しないので、観察画像全域において良好な判別ができる。

【0030】

より詳細に第2実施例を説明する。図3(a)及び(b)は内視鏡先端部の断面図及びイメージガイドの分布図、図3(c)は光ファイバーの波長特性を示す図である。

【0031】

図3に示すように、内視鏡3の先端部は光源2からの励起光を伝送するライトガイド9と、ライトガイド9からの励起光を体腔内に拡散して照射する凹レン

surface of an optical fibre, red coming off decreases.

Discrimination of a disease part and a normal part can be performed regardless of the place of an observation area.

[0029]

Consequently, in the fluorescent endoscope apparatus of the 2nd example, because the transmission efficiency of the red-colour area of a peripheral part is improved, performing the resolution enhancement by the fibre number gain of books, the attenuation of the red colour of a peripheral part can be prevented.

By the ratio of green and red colour etc., because the transmission efficiency of green and red colour does not reduce in a peripheral part in the case of discrimination of a disease part and a normal part, favourable discrimination can be performed in the observation image whole region.

[0030]

The 2nd example is explained in detail.

Fig. 3 (a) and (b) are the sectional view of an endoscope point, and the distribution diagram of an image guide. Fig. 3 (c) is a diagram showing the wavelength characteristic of an optical fibre.

[0031]

It is with the light guide 9 to which the point of an endoscope 3 transmits the excitation light from a light source 2 as shown in Fig. 3. It consists of the concave lens 12 which diffuses and irradiates the excitation light from a light

ズ12と、前記励起光による蛍光分布をイメージガイド36の端面36aに投影する対物レンズ14と、蛍光像をカメラ4に伝送するイメージガイド36より構成され、さらに、前記イメージガイド36が、中心部が7.5 μm の光ファイバ37aと、周辺部が8 μm の光ファイバ37bより成る。

【0032】

そして、ライトガイド9、凹レンズ12により照射された光は体腔内に照射され、病変部、正常部に応じた蛍光が発生する。その蛍光像を対物レンズ14でイメージガイド36の端面に投影する。この時、投影する像の光線はイメージガイド36の端面36aを構成する光ファイバ入射面に対しある角度を持って入射する。例えば、中心部では光ファイバ入射面に対し、ほぼ垂直に入射するが、周辺部では5°程度傾いて入射する。

【0033】

ところで、光ファイバの外径と光線の入射角が0°と5°に対する波長特性を示すと、図3(c)のような特性となる。光ファイバの外径が10 μm 以下に

guide 9 intra-corporeally, the objective lens 14 which projects the fluorescent distribution by above-mentioned excitation light on end-face 36a of the image guide 36, and the image guide 36 which transmits a fluorescent image to a camera 4. Furthermore, the above-mentioned image guide 36 consists of optical-fibre 37a whose central part is 7.5 micrometers, and optical-fibre 37b whose peripheral part is 8 micrometers.

[0032]

And, the light irradiated by the light guide 9 and the concave lens 12 is irradiated by the intra-corporeal.

A fluorescence occurs depending on the disease part and the normal part.

That fluorescent image is projected on the end face of the image guide 36 with an objective lens 14.

At this time, incidence of the light ray of the image to project is performed with a certain angle to the optical-fibre plane of incidence which comprises end-face 36a of the image guide 36. For example, in a central part, incidence is performed almost perpendicularly to an optical-fibre plane of incidence.

However, in a peripheral part, about 5 degrees inclines and incidence is performed.

[0033]

Incidentally, if the outer diameter of an optical fibre and the projection angle of a light ray show the wavelength characteristic to 0 degree and 5 degrees, it will become a characteristic as shown in Fig. 3 (c).

なると、グラッドの厚みが約1 μ 程度以下になり、赤色から近赤外領域においてカットオフ周波数が存在する。つまり、光ファイバの外径が小さくなるにつれ、グラッドの厚みが薄くなり、長波長側つまり赤色光から近赤外光にかけ光がファイバーを抜け出て伝送できなくなる。一方、光ファイバの入射する角度を増加すると、一部の光は入射角の限界を越えやはり抜け出してしまふ。

【0034】

したがって7.5 μ mのファイバで入射角度が5°程度傾くと赤色領域の伝送効率が低下する。

【0035】

一方、癌診断では480~540 nmの緑色光と620~700 nmの赤色光の比を求めることで判別している。

【0036】

しかしながら、外径が7.5 μ mの光ファイバでイメージガイドを構成すると図3(c)のように周辺部で赤色光の減衰が発生し、病変を判別しづらくなる。そこで入射角度のある周辺部を

When the outer diameter of an optical fibre becomes below 10 microns, grad thickness becomes below about 1 microns extent.

In a near infrared region, a cut-off frequency exists at red colour.

In other words, the thickness of grad becomes thin as the outer diameter of an optical fibre becomes small.

In other words, it applies to a near-infrared light from a red colour a long-wavelength side, and a light slips from a fibre and comes out and becomes unable to transmit.

If the angle which performs incidence as for an optical fibre is increased on the one side, a partial light will exceed the limit of a projection angle and will get loose from it likewise.

[0034]

Therefore if about 5 degrees of the degrees of projection angle incline with 7.5-micrometer fibre, the transmission efficiency of a red-colour area will reduce.

[0035]

On the one side, it has distinguished by requiring for the ratio of a 480-540 nm green light and a 620-700 nm red colour in a cancer diagnosis.

[0036]

However, if an outer diameter comprises an image guide from the optical fibre which is 7.5 micrometers, as shown in Fig. 3 (c), the attenuation of a red colour will occur in a peripheral part.

It becomes difficult to distinguish a disease.

外径が8 μ mの光ファイバで構成することで赤色の帯域を増加でき、イメージガイドのどの領域でも均一な伝送効率を得ることが可能である。

Consequently a red band can be increased with comprising the peripheral part with the degree of projection angle from the optical fibre whose outer diameter is 8 micrometers.

It is possible to obtain a uniform transmission efficiency in every area of an image guide.

【0037】

尚、外径を8 μ mとせず、7.5 μ mのまま、グラッドの厚みを増しても良い。又、本例では7.5 μ , 8 μ でイメージガイドを構成したが、さらに、8.3 μ , 8 μ , 7.7 μ , 7.4 μ と何段階に分けて構成しても良い。

[0037]

In addition, an outer diameter may not be set to 8 micrometers, but the thickness of grad may be increased with 7.5 micrometers.

Moreover, the example of this comprised the image guide from 7.5 microns and 8 microns.

However, it may divide into 8.3 microns, 8 microns, 7.7 microns, 7.4 microns, and may comprise any number of steps further.

【0038】

次に第3実施例について説明する。図4及び図5は第3実施例に係わり、図4は蛍光内視鏡装置の内視鏡先端部の構成を示す構成図、図5は図4の蛍光内視鏡装置の変形例の内視鏡先端部の構成を示す構成図である。第3実施例は第1実施例とほとんど同じであり、配光分布調整手段を内視鏡の先端部に設けた点が異なるだけなので、異なる構成のみ説明し、同一構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

[0038]

Next the 3rd example is explained.

Fig. 4 and 5 is concerned in the 3rd example.

Fig. 4 is a block diagram showing the component of the endoscope point of fluorescent endoscope apparatus. Fig. 5 is a block diagram showing the component of the endoscope point of the modification of the fluorescent endoscope apparatus of Fig. 4.

The 3rd example is almost the same as the 1st example.

Only a different component is explained because the point of having provided light-distribution adjustment means in the end circles of an endoscope is only different.

Explanation is abridged with the same symbol as an identical component.

【0039】

[0039]

第3実施例は、イメージガイドの前に、吸収分布を持った光学フィルタを配置することで、蛍光強度の分布を均一にした蛍光内視鏡装置である。

The 3rd example is arranging the optical filter which had the absorption distribution before the image guide, and is the fluorescent endoscope apparatus which made the distribution of a fluorescence intensity uniform.

【0040】

図4(a), (b)に示すように、内視鏡3aの先端内でイメージガイド15の直前に吸収分布を持った光学フィルタ40が配置されている。その他の構成は第1実施例と同じである。

[0040]

As shown in Fig. 4 (a) and (b), the optical filter 40 which had the absorption distribution just before the image guide 15 in the end of endoscope 3a is arranged.

Other components are the same as that of the 1st example.

【0041】

前記光学フィルタ40が、図4(c)のように中心から周辺に向けてその吸光度が低くなるように設定されている。

[0041]

The above-mentioned optical filter 40 directs on a periphery from a centre, as shown in Fig. 4 (c). It is set up so that that light absorbancy may become low.

【0042】

例えば、蛍光像は対物レンズ14を通じイメージガイド15の端面に投影される。この時イメージガイド15の直前に光学フィルタ40を配置すると、蛍光像は中心に比べ周辺を明るくすることができる。一方、照射光は中心に比べ、周辺が暗くなりやすく、また、対物レンズ14のディストーション補正を行うと、やはり周辺が暗くなりやすい。さらにイメージガイド15の端面の周辺では中心に比べ入射光線が3~6°程度傾いており、前記同様周辺で暗くなる。

[0042]

For example, a fluorescent image is projected by the end face of the image guide 15 through an objective lens 14.

If the optical filter 40 is arranged just before the image guide 15 at this time, a fluorescent image can make peripheral bright compared with a centre. On the one side, compared with a centre, as for an irradiation light, peripheral tends to become dark.

Moreover, if the distortion correction of an objective lens 14 is performed, peripheral will tend to become dark likewise.

Furthermore compared with the centre, about 3-6 degrees of incident rays incline on the periphery of the end face of the image guide 15.

つまり、あらかじめ図4(c)のような光学フィルタをイメージガイド15の直前に配置することで、前記配光分布を均一にすることができる。

【0043】

尚、光学フィルタ15は、波長特性を持っていたとしても良く、例えば600nm以上の光に対してのみある吸収分布を持ったフィルターと、480~520nmの光に対してのみある吸収分布を持ったフィルターとを組み合わせたり、又は、どちらか一方を使うことで各波長毎の補正が可能となる。尚、これは接眼側につけても良い。

【0044】

従って、特別な配光調整手段がいらないので、安価、容易に構成できる。

【0045】

図5に示すように、第3実施例の変形例の内視鏡3bの先端部には、対物レンズ14とイメージガイド15の端面15aとの間に、光線の光軸を光ファイバに対し、ほぼ垂直になるように変換する光軸変換素子41を配置する。

【0046】

その結果、励起光により励起さ

The above becomes similar darkly in peripheral.

An above-mentioned light-distribution can be made uniform by arranging an optical filter as shown in Fig. 4 (c) just before the image guide 15 in other words beforehand.

[0043]

In addition, the optical filter 15 may have the wavelength characteristic.

For example, the filter which had a certain absorption distribution only to the light 600 nm or more, and the filter which had a certain absorption distribution only to the 480-520 nm light are combined.

Or, the correction for every wavelength is made by using an any one.

In addition, this may be attached to an eyepiece side.

[0044]

Therefore, because special light-distribution adjustment means is not needed, it can comprise cheaply and easily.

[0045]

As shown in Fig. 5, the optical-axis sensing element 41 which converts the optical axis of a light ray so that it may become almost perpendicularly to an optical fibre is arranged on the point of endoscope 3b of the modification of the 3rd example between an objective lens 14 and end-face 15a of the image guide 15.

[0046]

As a result, incidence of the fluorescence

れた蛍光を対物レンズ14を介して入射し、さらに例えば凸レンズによる光軸変換素子41により端面に対し光軸がほぼ垂直になるようにする。これによってファイバーの外径が7.5 μ mで構成されたイメージガイドの周辺部であっても、赤色の伝送効率が低下しない。

【0047】

この場合、第2実施例のように光ファイバーの外径を場所によって変える必要がないので、イメージガイドが作り易い。

【0048】

次に第4実施例について説明する。図6ないし図8は第4実施例に係わり、図6は蛍光内視鏡装置の第4実施例の構成を示す構成図、図7は図6の蛍光内視鏡の変形例の構成を示す構成図、図8は図6のLUTの補正方法の一例を説明する説明図である。第4実施例は第1実施例とほとんど同じであるので、異なる構成のみ説明し、同一構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0049】

第4実施例は、各検出波長に対

excited by excitation light is performed via an objective lens 14.

Furthermore an optical axis becomes almost perpendicularly, for example, to an end face by the optical-axis sensing element 41 by the convex lens.

Even when it is the peripheral part of the image guide from which the outer diameter of a fibre was comprised from 7.5 micrometers by this, a red transmission efficiency does not reduce.

[0047]

In this case, because the outer diameter of an optical fibre does not need to be changed by the place such as the 2nd example, it is easy to make an image guide.

[0048]

Next the 4th example is explained.

Fig(s). 6 to 8 relate to the 4th example.

Fig. 6 is a block diagram showing the component of the 4th example of fluorescent endoscope apparatus. Fig. 7 is a block diagram showing the component of the modification of the fluorescent endoscope of Fig. 6. Fig. 8 is an explanatory drawing explaining an example of the correction method of LUT of Fig. 6.

Because the 4th example is almost the same as the 1st example, it explains only a different component.

Attachment explanation abridges the same symbol as an identical component.

[0049]

The 4th example arranges the correction table

する補正テーブルを配置し、各検出波長毎の蛍光強度分布を補正することで精度の高い診断が可能とした蛍光内視鏡装置の実施例である。

【0050】

図6に示すように、本蛍光内視鏡装置50は、レーザ8が直接ライトガイド9に導光されるとともに得られた蛍光画像を処理する画像処理装置51がCCD20からのビデオ信号をデジタルデータに変換するA/D変換器52と、各波長毎の蛍光画像を補正する補正テーブル53と、画像を蓄える画像メモリ54と、各画他間で演算する演算器55と、その演算結果より病変部を判り易い画像とする（例えば擬似カラー）ビデオプロセッサ56と、前記蛍光画像を各波長に分け処理するため、モータ21、補正テーブル53、画像メモリ54、演算器55のタイミングを調整するタイミングコントロール57より構成される。他の構成は愛1実施例と同じである。

【0051】

レーザ8より発生したレーザ光を直接ライトガイド9に入射する。この励起光による蛍光を、画像処理装置41で、蛍光強度

to each detection wavelength.

It is the example of the fluorescent endoscope apparatus which the accurate diagnosis enabled by performing the correction of the fluorescence-intensity distribution for every detection wavelength.

[0050]

It is with A/D converter 52 from which the image processor 51 to which this fluorescence endoscope apparatus 50 processes the fluorescent image obtained while the laser 8 was directly guided light by the light guide 9 as shown in Fig. 6 converts the video signal from CCD 20 into digital data, and the correction table 53 which performs the correction of the fluorescent image for every wavelength. In order to divide an above-mentioned fluorescent image into each wavelength and to process it with the image memory 54 which stores an image, the calculator 55 calculated in between in addition to each drawing, and the video processor 56 which makes a disease part an intelligible image from that calculation result (for example, imitation colour), it consists of a motor 21, a correction table 53, an image memory 54, and the timing control 57 which adjusts timing of a calculator 55.

The other component is the same as that of love (sic) 1 example.

[0051]

Incidence of the laser light generated from the laser 8 is directly performed to a light guide 9.

By the image processor 41, the fluorescence by these excitation light is displayed to a

分布を補正した後、モニタ 2 3
に表示する。

monitor 23, after correcting a fluorescence-
intensity distribution.

【0052】

まず、A/D変換器 52 でビデオ信号をデジタルデータに変換する。この画像のデジタルデータを各波長毎補正テーブル 53 で補正する。尚、この補正係数はあらかじめ標準被写体 13 により各波長毎の蛍光分布を求め、これが均一になるようフィードバック調整されている。

[0052]

First, a video signal is converted into digital data by A/D converter 52.

The correction of the digital data of this image is performed on the correction table 53 every wavelength.

In addition, this correction factor requires for the fluorescent distribution for every wavelength with the standard photographed object 13 beforehand. Feedback adjustment is performed so that this may become uniform.

【0053】

そして、補正されたデータは各波長毎に画像メモリ 54 に蓄積され、各波長間で演算器 55 で差分又は比演算され、その結果を基にビデオプロセッサ 56 で擬似カラーの画像信号に変換され、モニタ 2 3 に表示される。

[0053]

And, the data by which the correction was performed are stored by the image memory 54 for every wavelength.

Between each wavelength, it is the difference of a calculator 55 or a ratio calculation is performed. Result is converted by the group by the video processor 56 at the image signal of a imitation colour. A monitor 23 displays.

【0054】

従って、検出波長毎に補正ができるので診断精度が向上する。

[0054]

Therefore, because a correction is made for every detection wavelength, diagnostic accuracy improves.

【0055】

第 4 実施例の変形例として、図 7 に示すように構成しても良い。すなわち、画像処理装置 51 a において、A/D変換器 52 からのデジタルデータをフレ

[0055]

As a modification of the 4th example, as shown in Fig. 7, you may comprise.

That is, in image-processor 51a, the digital data from A/D converter 52 are stored to a frame memory 61.

ームメモリ 61 に記憶し、マルチプレクサ 62 を介して赤色、緑色毎個別に蛍光画像データをロックアップテーブル (LUT) (R) 63, (G) 64 を用いて補正する ($R' = f_1(R)$, $G' = f_2(G) : f_1, 2f$ は補正関数)。マルチプレクサ 62 は、タイミングコントローラ 57 に基づきフィルタ切り換え部 65 により回転フィルタ 18 に同期して LUT (R) 63, (G) 64 を切り換える。

【0056】

この LUT (R) 63, (G) 64 による補正方法は、例えば図 8 のように円周状に段階的に変化させる。つまり、最内周から最外周に向け、($R' = R$, $G' = G$), ($R' = R \times 1.1$, $G' = G \times 1.01$), ($R' = R \times 1.15$, $G' = G \times 1.03$), ($R' = R \times 1.2$, $G' = G \times 1.05$) として補正する。

【0057】

ところで、蛍光観察では微弱蛍光を高倍率で増幅しているためかなりノイズが多い。又、癌と正常部を判別するため擬似カラー表示しており、立体感が少ない。このため、蛍光観察下で生検を行う場合、鉗子が蛍光を出さないため、鉗子の先端が病変

Via a multiplexer 62, lock-up table (LUT)(R)63 and (G)64 are respectively used fluorescent image data by red colour and green. A correction is performed ($R' = f_1(R)$ $G' = f_2(G) : f_1$ and $2f$ is a correction function).

A multiplexer 62 switches LUT(R)63 and (G)64 by the filter switching part 65 synchronising with the rotation filter 18 based on the timing controller 57.

[0056]

The correction method by this LUT(R)63 and (G)64 is stepwise varied in the shape of a periphery, for example, as shown in Fig. 8. In other words, it directs to a most external periphery from a most-inside periphery.

A correction is performed as ($R' = R$, $G' = G$), ($R' = R \times 1.1$, $G' = G \times 1.01$), ($R' = R \times 1.15$, $G' = G \times 1.03$), and ($R' = R \times 1.2$, $G' = G \times 1.05$).

[0057]

Incidentally, since a weak fluorescence is amplified for a high scale factor in a fluorescent observation, there are quite many noises.

Moreover, in order to distinguish cancer and a normal part, the imitation colour display is performed. Three-dimensional feeling is few.

For this reason, when performing a biopsy by fluorescent observation, in order that a forceps

に対し、どこにあるのか分からなかった。

【0058】

そこで、鉗子先端に蛍光塗料を塗ったり、又、蛍光を発する物質で、鉗子を構成することで、病変部を正確に生検及び処置を行うことのできる蛍光内視鏡装置の実施例について説明する。

【0059】

図9に示すように、内視鏡70のチャンネル71より鉗子72に挿通させる。鉗子72の先端部73には蛍光塗料74が塗られており、蛍光観察下においても鉗子の先端部を見ることができ病変部75に対する位置を正確にすることができる。尚、前記蛍光塗料の蛍光特性を図10のように組織の蛍光を違う特性のものを使用することで、例えば、擬似カラー表示の際、図11のように正常部→緑、異常部→赤、に対し、鉗子を青とすることで、より分かり易くすることが可能である。図10中 λ_0 (442 nm) は励起波長、 λ_1 、 λ_2 は検出波長を表している。つまり、 λ_1 と λ_2 の比を求めた場合、病変、正常、鉗子でその値は大きく異なるの

may not give out a fluorescence, the end of a forceps was not known where it would be to the disease.

[0058]

Consequently, a fluorescent paint is applied at the end of a forceps.

Moreover, a disease part is explained about the example of the fluorescent endoscope apparatus which can perform a biopsy and a treatment correctly, with comprising a forceps from the substance which emits a fluorescence, again.

[0059]

A forceps 72 is made to pass through from the channel 71 of an endoscope 70, as shown in Fig. 9.

The fluorescent paint 74 is applied to the point 73 of a forceps 72.

The point of a forceps can be observed under a fluorescent observation and the position to the disease part 75 can be made exact.

In addition, it is being used the characteristic which differs from the fluorescence of a tissue in the fluorescent characteristic of an above-mentioned fluorescent paint as shown in Fig. 10. For example, as shown in Fig. 11, in the case of a imitation colour display, it is making a forceps into blue to normal part -> green and abnormal part -> red, and it is possible to make it more intelligible.

In Fig. 10, λ_0 (442 nm) is an excitation wavelength. (λ_1 and λ_2 show the detection wavelength.

で、それらの判別が容易となる。

In other words, those discrimination becomes simple because that value is largely different by the disease, normality, and the forceps when requiring for $\lambda 1$ and $\lambda 2$ ratio.

【0060】

尚、蛍光を発する塗料としてルモージェン、シャノングロー、デイグロカラー、コールドファイアカラーなどがある。

[0060]

In addition, it considers as the coating material which emits a fluorescence, and there are rumogen, a shannon glow, day-glow colour, a cold fire colour, etc.

【0061】

また、生体からの蛍光は微弱であるため、I. I. 19等で高感度で撮影するが、検査室の電灯や処置用の无影灯が点灯されていると、わずかではあるが生体を通り、体腔内に入る。このわずかな光であっても、高感度で撮影しているためノイズとなり正確な診断ができないことがあった。

[0061]

Moreover, since the fluorescence from the living body is weak, a photograph of it is taken by the high sensitivity by I.I. 19 etc.

However, the living body is bypassed, although it is small, if the electric light of a laboratory and non-projecting lamp treatments are lighted.

It goes intra-corporeally.

Even if it was few of this light, since a photograph was taken by the high sensitivity, it becomes a noise and the exact diagnosis might not be completed.

【0062】

そこで、外部照明の影響を除去することのできる蛍光内視鏡の実施例を説明する。図12に示すように、検査室等室内の電灯80の明かりを受光器81で受光し、制御装置82によりI. I. 19の感度を制御する高圧電源H. V. 83を制御する。つまり、室内が明るい場合、I. I. 19の感度を明るくし、電灯によるノイズの影響を少なく

[0062]

Consequently, the example of the fluorescent endoscope which can remove influence of the external illumination is explained.

As shown in Fig. 12, the light of the indoor electric lights 80, such as a laboratory, is received by the light receiver 81.

High-voltage-power-supply H.V. 83 which control the sensitivity of I.I. 19 by the control apparatus 82 are controlled.

In other words, when bright in interior of a room, the sensitivity of I.I. 19 is made bright.

したり、又、さらに室内が明るく I. I. 19 の感度が飽和する場合や焼き付きの心配がある場合は供給電源を OFF したりする。尚、室内が明るく、ノイズとなることを術者に知らせる表示手段を設けても良い。

Influence of the noise by the electric light is reduced. Furthermore, when there are worries about the case where it is bright in the interior of a room, and the sensitivity of I.I. 19 saturates, or a seizure, a supply power supply is turned off. In addition, it is bright in the interior of a room. Display means to inform an operator about becoming a noise may be provided.

【0063】

ところで、蛍光観察カメラ 4 は大型であり、滅菌構造となっていない。そこで、このような問題を解決する蛍光内視鏡装置の実施例を図 13 に示す。図 13 に示すように、硬性鏡 90 と、カメラ 4 をイメージガイド 91 で接続することで滅菌域を確保する。又、カメラ 4 とイメージガイド 91 で接続するのでスコープホルダー等がなくても硬性鏡 80 の操作が容易になる。

[0063]

Incidentally, the fluorescent observation camera 4 is large-sized.

The sterilisation structure is not formed.

Consequently, the example of the fluorescent endoscope apparatus which solves such a problem is shown in Fig. 13.

As shown in Fig. 13, a sterilisation region is secured by connecting a camera 4 with the hard mirror 90 in the image guide 91.

Moreover, because it connects with a camera 4 in the image guide 91, even when there is no scope holder etc., operation of the hard mirror 80 becomes simple.

【0064】**[0064]****【付記】**

(1-1) 請求項 1 の蛍光内視鏡装置であって、前記配光変更手段は、移動可能な複数のレンズである。

[Additional remark]

(1-1) It is the fluorescent endoscope apparatus of Claim 1 comprising above-mentioned light-distribution modification means is a movable several lens.

【0065】**[0065]**

(1-2) 請求項 1 の蛍光内視鏡装置であって、前記画像補

(1-2) It is the fluorescent endoscope apparatus of Claim 1 comprising above-

正手段は、画像メモリからなる補正テーブルである。

mentioned image correction means is a correction table which consists of an image memory.

【0066】

(1-3) 請求項1の蛍光内視鏡装置であって、前記配光変更手段または画像補正手段による制御を均一な蛍光を発する標準被写体を使って行う。

[0066]

(1-3) It is the fluorescent endoscope apparatus of Claim 1 comprising the control by above-mentioned light-distribution modification means or image correction means is performed using the standard photographed object which emits a uniform fluorescence.

【0067】

(1-4) 請求項1の蛍光内視鏡装置であって、前記画像検出手段は少なくとも2つ以上の異なる波長領域の蛍光画像を検出するとともに、前記画像補正手段は前記各波長領域毎に補正するための2画面以上の画像メモリからなる補正テーブルを持つ。

[0067]

(1-4) It is the fluorescent endoscope apparatus of Claim 1 comprising such that while an above-mentioned image detector detects the fluorescent image of at least 2 or more different wavelength areas, above-mentioned image correction means has the correction table which consists of the image memory of 2 or more screens for performing a correction for every wavelength area of each.

【0068】

この構成においては、前記補正手段は補正テーブルにより各検出波長領域毎に補正するので光学系の波長特性が異なっても、正常部及び異常部の判別を画面のどの領域においても精度良くできる。

[0068]

In this component, above-mentioned correction means can perform accurately discrimination of a normal part and an abnormal part in every area of a screen, even when the wavelength characteristic of an optical system is different, because a correction is performed for every detection wavelength area on a correction table.

【0069】

(1-5) 付記(1-4)の蛍光内視鏡装置であって、前記

[0069]

(1-5) It is the fluorescent endoscope apparatus of an additional remark (1-4)

波長領域は480～520 nm、630 nm以上の2つである。

comprising an above-mentioned wavelength area is two areas, 480-520 nm and 630 nm or more.

【0070】

(1-6) 体腔内に励起光を照射し、体腔内組織から発せられる蛍光を観察する蛍光内視鏡装置において、前記蛍光による像を内視鏡に内蔵された光学的に伝送するイメージガイドと、前記イメージガイドの入射端面に蛍光像を投影する対物レンズとの間に、前記イメージガイドの入射端面に入射する前記蛍光像の入射分布を変更する分布変更手段とを備えたことを特徴とする蛍光内視鏡装置。

[0070]

(1-6) Excitation light are irradiated intracorporeally.

In the fluorescent endoscope apparatus which observes the fluorescence emitted from an intracorporeal tissue, distribution modification means to change an incidence distribution of an above-mentioned fluorescent image which performs incidence to the incidence end face of an above-mentioned image guide was provided between the image guide in which the image by the above-mentioned fluorescence was built by the endoscope and which is transmitted optically, and the objective lens which projects a fluorescent image on the incidence end face of an above-mentioned image guide.

Fluorescent endoscope apparatus characterised by the above-mentioned.

【0071】

この構成においては、あらかじめ前記分布変更手段を内視鏡に内蔵しているので、装置が簡単であるとともに、前記同様、正常部及び異常部の判別を画面のどの領域においても精度良くできる。

[0071]

In this component, because above-mentioned distribution modification means is beforehand built in an endoscope, while the apparatus is simple, discrimination of a normal part and an abnormal part can be accurately performed in every area of a screen as the above.

【0072】

(1-7) 付記(1-6)の蛍光内視鏡装置であって、前記

[0072]

(1-7) It is the fluorescent endoscope apparatus of an additional remark (1-6)

分布変更手段は、吸収分布を有する少なくとも1つ以上の光学フィルタである。

comprising above-mentioned distribution modification means is the optical filter of at least one more than which has an absorption distribution.

【0073】

(1-8) 付記(1-7)の蛍光内視鏡装置であって、前記光学フィルタは波長特性を持つ。

[0073]

(1-8) It is the fluorescent endoscope apparatus of an additional remark (1-7) comprising an above-mentioned optical filter has a wavelength characteristic.

【0074】

この構成においては、前記光学フィルタが波長特性を有しているので、光学系の波長特性が異なっている、簡単な構成で正常部及び異常部の判別を画面のどの領域においても精度良く補正できる。

[0074]

In this component, because the above-mentioned optical filter has the wavelength characteristic, even when the wavelength characteristic of an optical system is different, in every area of a screen, the correction of the discrimination of a normal part and an abnormal part can be accurately done with a simple component.

【0075】

(1-9) 付記(1-8)の蛍光内視鏡装置であって、前記波長特性は480~520nmあるいは630nm以上で吸収分布を持つ。

[0075]

(1-9) It is the fluorescent endoscope apparatus of an additional remark (1-8) comprising an above-mentioned wavelength characteristic has an absorption distribution by 480-520 nm or 630 nm or more.

【0076】

(1-10) 体腔内に励起光を照射し、体腔内組織から発せられる蛍光を光ファイバーからなるイメージガイドを介し、観察する内視鏡装置において前記イメージガイドを構成する光ファイバーの中心部と周辺部とで

[0076]

(1-10) Excitation light are irradiated intracorporeally.

Compared with the central part, the band of the red-colour area of the wavelength characteristic of a peripheral part was increased in the central part of the optical fibre and the peripheral part which comprise an above-

中心部に比べ周辺部の波長特性の赤色領域の帯域を増加したことを特徴とする蛍光内視鏡装置。

mentioned image guide in the endoscope apparatus which observes the fluorescence emitted from an intra-corporeal tissue via the image guide which consists of an optical fibre.

Fluorescent endoscope apparatus characterised by the above-mentioned.

【0077】

(1-11) 付記(1-10)の蛍光内視鏡装置であって、前記光ファイバーの外径を中心部と周辺部とで変え、かつ中心部の方を細くした。

[0077]

(1-11) It is the fluorescent endoscope apparatus of an additional remark (1-10) comprising the outer diameter of an above-mentioned optical fibre is changed in a central part and a peripheral part.

And the central part was made thin.

【0078】

(1-12) 付記(1-10)の蛍光内視鏡装置であって、前記光ファイバーの外径を中心部で8 μ m未満、周辺部で8 μ m以上とした。

[0078]

(1-12) It is the fluorescent endoscope apparatus of an additional remark (1-10) comprising such that it was set as less than 8 micrometers by the central part, and the outer diameter of an above-mentioned optical fibre was set to 8 micrometers or more in the peripheral part.

【0079】

ところで、生体の検査対象部位に励起光を照射し、その対象部位から発する蛍光を2次元画像として検出し、この蛍光画像から生体組織の変性や癌等の疾患状態(例えば疾患の種類や浸潤範囲等)を診断する蛍光観察装置においては、前述のように内視鏡等を用いることにより、ライトガイドを介してレーザ装置からの励起光を検査対象部位に

[0079]

Incidentally, excitation light are irradiated to the part for an inspection of the living body.

It is detected, doing the fluorescence emitted from that object part as a two-dimensional image.

While irradiating the excitation light from laser apparatus to the part for an inspection via a light guide by using an endoscope etc. as mentioned above from this fluorescent image in the fluorescent observation apparatus which diagnoses illness condition (for example, the

照射すると共に、撮像光学系を介して蛍光画像を得るようにしている。この場合、レーザ装置からの励起光をファイバ束によるライトガイドで伝送することにより励起光の配光分布において主に周辺部で励起光強度が弱くなったり、撮像光学系におけるディストーション補正、すなわち周辺部の像を広げることの影響により得られる蛍光画像における周辺部の蛍光強度が弱くなるなど、主に画像周辺部において蛍光画像の歪みが生じてしまい、蛍光画像の周辺部が暗くなりやすくなることが起こり得る。すなわち、完全に均一な空間的蛍光特性を持つ対象を撮像した場合でも蛍光画像における蛍光強度差が生じるような蛍光画像の歪みにより、蛍光画像内において光の強度レベルが低く信号対ノイズ比 (S/N) が劣化する部分が発生することにより、正常部と病変部の判断をする際に S/N の悪い部分では蛍光診断上の誤りが起こってしまうなどの問題点が生じる場合がある。

【0080】

前記のような問題点を解決する

variety, permeation range, etc. of the illness), such as the modification of an living body tissue, and cancer, it is made to obtain a fluorescent image via an image-pick-up optical system.

In this case, in a light-distribution of excitation light, excitation-light strength mainly becomes weak in a peripheral part by transmitting the excitation light from laser apparatus by the light guide by the fibre bundle.

Moreover, in an image peripheral part, the distortion of a fluorescent image mainly produces that the fluorescence intensity of the peripheral part in the fluorescent image obtained by the influence of opening the image of the distortion correction in an image-pick-up optical system, i.e., peripheral part, becomes weak etc.

That the peripheral part of a fluorescent image becomes easy to become dark may arise.

That is, even when picking up the object with a completely uniform spatial fluorescence characteristic, by the distortion of the fluorescent image which the fluorescence-intensity difference in a fluorescent image produces, when the part to which an intensity-of-light level is low and a signal opposite noise ratio (S/N) degrades in a fluorescent image occurs, when performing judgement of a normal part and a disease part, in the bad part of S/N , the problem of the error on fluorescent diagnosis arising may result.

[0080]

In order to solve the aforementioned problems,

ため、蛍光画像におけるS/Nを向上できるようにした蛍光観察装置の一実施例の構成例を以下の図14ないし図16に示す。図14は蛍光観察装置の全体構成を示す構成説明図、図15は図14の構成における蛍光画像処理装置の構成を示すブロック図、図16は蛍光画像処理装置における画像変換テーブル作成時の動作を説明する説明図である。

【0081】

本例の蛍光観察装置は、観察対象部位への励起光の導光及び観察対象部位からの蛍光の結像を行う内視鏡101を備えている。そして、励起光を発生する蛍光観察用の光源手段として、例えば442 nmの紫色光を発生するHe-Cd（ヘリウムカドミウム）レーザ光発生手段を有するレーザ装置102を備え、また、内視鏡画像を観察するための通常観察用の光源手段として白色光を発生するキセノンランプ等のランプ103aを有するランプ光源装置103を備えて構成されている。

【0082】

内視鏡101は、レーザ装置1

the example of a component of one example of the fluorescent observation apparatus which enabled it to improve S/N in a fluorescent image is shown in the following Fig. 14 or 16.

Fig. 14 is a component explanatory drawing showing the entire component of fluorescent observation apparatus. Fig. 15 is a block diagram showing the component of the fluorescent image processor in the component of Fig. 14. Fig. 16 is an explanatory drawing explaining the operation at the time of the image conversion table production in a fluorescent image processor.

[0081]

The fluorescent observation apparatus of the example of this is provided with the endoscope 101 which performs the fluorescent image formation from the light-guide and the part for the observation of excitation light to the part for an observation.

And, the laser apparatus 102 which has He-Cd (helium-cadmium) laser light generating means to consider as light-source means for a fluorescent observation to generate excitation light, for example, to generate a 442 nm purple light is provided.

Moreover, as light-source means for the usual observation for observing an endoscope image, the lamp light source device 103 which has lamp 103a, such as the xenon lamp which generates white light, is provided, and it is comprised.

[0082]

The light guide 104 which an endoscope 101

02あるいはランプ光源装置103からの出射光を先端部まで伝達するライトガイド104と、観察像を後端側の接眼部106まで伝達するイメージガイド105とが挿通されており、ライトガイド104は手元側の把持部の側部より延出したユニバーサルコード107内を挿通して端部のライトガイドコネクタ107aまで延設されている。

【0083】

レーザ装置102及びランプ光源装置103は、内視鏡101へ導く光を切り換える配光用アダプタ108に接続され、配光用アダプタ108には前記内視鏡101のライトガイドコネクタ107aが接続されて、レーザ装置102からのレーザ光による励起光あるいはランプ光源装置103からの通常観察用照明光が配光用アダプタ108を介して内視鏡のライトガイド104へ導かれ、内視鏡101の先端部より出射されるようになっている。

【0084】

前記配光用アダプタ108は、レーザ装置102及びランプ光源装置103の出射光の光路中に配設された可動ミラー109と、可動ミラー109を駆動す

transmits the emitted light from the laser apparatus 102 or the lamp light source device 103 to a point, and the image guide 105 which transmits an observation image to the eyepiece part 106 at the side of a rear end are passed through.

A light guide 104 passes through the inside of the universal code 107 extended from the side part of the holding part at the side of a hand, and is installed to light-guide connector 107a of an edge part.

[0083]

The laser apparatus 102 and the lamp light source device 103 are connected to the adapter for light distributions 108 which switches the light guided to an endoscope 101.

Light-guide connector 107a of the above-mentioned endoscope 101 was connected to the adapter for light distributions 108.

The excitation light by the laser light from the laser apparatus 102 or the usual illumination light for an observation from the lamp light source device 103 is guided to the light guide 104 of an endoscope via the adapter for light distributions 108.

It radiates from the point of an endoscope 101.

[0084]

The above-mentioned adapter for light distributions 108 is provided with illumination light switching means 111 comprised by the movable mirror 109 arranged in the optical path of the emitted light of the laser apparatus 102

るドライバ１１０とにより構成された照明光切換手段１１１を備えており、可動ミラー１０９の角度を選択的に切り換えることによって励起光あるいは通常観察用照明光を内視鏡のライトガイド１０４後端面へ導くようになっている。

【００８５】

内視鏡１０１の接眼部１０６には、受光用アダプタ１１２が接続され、この受光用アダプタ１１２には通常画像受信部であって通常観察用撮像手段となる通常観察用カメラ１１３と蛍光画像受信部であって蛍光観察用撮像手段となる蛍光観察用カメラ１１４とが接続され、各々の撮像手段によって通常観察像及び蛍光観察像が撮像されるようになっている。通常観察用カメラ１１３は、結像光学系と、撮像素子としてのＣＣＤ１１５とを備え、ランプ光源装置１０３からの通常観察用照明光で照射された被検部位の像（通常観察像）を撮像するようになっている。

【００８６】

蛍光観察用カメラ１１４は、結像光学系と、所定の帯域の蛍光成分を通過させる回転フィルタ１１６と、回転フィルタ１１６

and the lamp light source device 103, and the driver 110 which drives the movable mirror 109.

Excitation light or the usual illumination light for an observation is guided to the light-guide 104 rear-end surface of an endoscope by switching the angle of the movable mirror 109 selectively.

[0085]

The adapter for light receptions 112 is connected to the eye-piece part 106 of an endoscope 101.

The fluorescent camera for an observation 114 which are the usual camera for an observation 113 which is a usual image receiving part and becomes this adapter for light receptions 112 with usual image-pick-up means for an observation, and a fluorescent image receiving part, and is fluorescent image-pick-up means for an observation is connected.

A usual observation image and a fluorescent observation image pick up by each image-pick-up means. The usual camera for an observation 113 is provided with an image-formation optical system and CCD 115 as an image-pick-up element. The image (usual observation image) of the tested part irradiated with the usual illumination light for an observation from the lamp light source device 103 is picked up.

[0086]

The fluorescent camera for an observation 114 is provided with an image-formation optical system, the rotation filter 116 which bypasses the fluorescent component of a predetermined

を回転駆動する駆動用モータ 117 と、回転フィルタ 116 を透過した像を増幅するイメージインテンシファイア (I.I.) 118 と、イメージインテンシファイア 118 の出力像を撮像する撮像素子としての CCD 119 とを備え、レーザ装置 102 からの励起光を照射することによって得られる被検部位の蛍光像（蛍光観察像）を撮像するようになっている。回転フィルタ 116 は、例えば $\lambda_1 = 480 \sim 520 \text{ nm}$ の帯域通過フィルタと $\lambda_2 = 630 \text{ nm}$ 以上の帯域通過フィルタとが配設されて円盤状に形成され、回転することによってこれらのフィルタが順次光路中に介挿され、それぞれの帯域の蛍光成分を通過させるようになっている。

【0087】

受光用アダプタ 112 は、内視鏡の接眼部 106 へ伝送された被写体像の光路中に配設された可動ミラー 120 と、可動ミラー 120 を駆動するドライバ 121 とにより構成された撮像切換手段 122 を備えており、可動ミラー 120 の角度を選択的に切り換えることによって蛍光観察用と通常観察用とにカメラを切り換え、内視鏡 101 で得られた被写体像を通常観察用カメラ 113 あるいは蛍光観察用

band, the motor for a drive 117 which performs the rotation drive of the rotation filter 116, the image intensifier (I.I.) 118 which amplifies the image which transmitted the rotation filter 116, and CCD 119 as an image-pick-up element which picks up the output image of the image intensifier 118.

The fluorescent image (fluorescent observation image) of the tested part obtained by irradiating the excitation light from the laser apparatus 102 is picked up.

A $\lambda_1 = 480\text{-}520 \text{ nm}$ bandpass filter and the bandpass filter more than $\lambda_2 = 630 \text{ nm}$ are arranged, for example, and the rotation filter 116 is formed disc-shaped.

These filters are sequentially placed in an optical path by rotating.

The fluorescent component of each band is bypassed.

[0087]

The adapter for light receptions 112 is provided with image-pick-up switching means 122 comprised by the movable mirror 120 arranged in the optical path of the photographed-object image transmitted to the eye-piece part 106 of an endoscope, and the driver 121 which drives the movable mirror 120.

A camera is switched to the fluorescent object for an observation, and a usual observation by switching the angle of the movable mirror 120 selectively. The photographed-object image obtained by the endoscope 101 is guided to the usual camera for an observation 113, or the

カメラ 114 へ導くようになっている。
fluorescent camera for an observation 114.

【0088】

前記通常観察用カメラ 113 にはカメラコントロールユニット (CCU) 123 が接続され、CCD 115 の出力の撮像信号 (通常画像信号) が入力されて CCU 123 で信号処理がなされ、通常観察画像のビデオ信号が生成されるようになっている。

[0088]

The camera control unit (CCU) 123 is connected to the above-mentioned usual camera for an observation 113.

The image-pick-up signal (usual image signal) of the output of CCD 115 is input, and a signal processing is formed by CCU 123.

The video signal of a usual observation image generates.

【0089】

前記蛍光観察用カメラ 114 には蛍光画像処理手段となる蛍光画像処理装置 124 が接続され、CCD 119 の出力の撮像信号 (蛍光画像信号) が入力されて蛍光画像処理装置 124 で信号処理がなされ、蛍光観察画像のビデオ信号が生成されるようになっている。

[0089]

The fluorescent image processor 124 functioning as fluorescent image-processing means is connected to the above-mentioned fluorescent camera for an observation 114.

The image-pick-up signal (fluorescent image signal) of the output of CCD 119 is input, and a signal processing is formed by the fluorescent image processor 124.

The video signal of a fluorescent observation image generates.

【0090】

また、各部の動作タイミングを制御するタイミングコントローラ 125 が設けられ、配光用アダプタ 108 のドライバ 110、受光用アダプタ 112 のドライバ 121、回転フィルタ 116 の駆動用モータ 117、及び蛍光画像処理装置 124 へタイミング制御信号を送出するよ

[0090]

Moreover, the timing controller 125 which controls timing of each part of operation is provided.

A timing-control signal is sent out to the driver 110 of the adapter for light distributions 108, the driver 121 of the adapter for light receptions 112, the motor for a drive 117 of the rotation filter 116, and the fluorescent image processor 124.

うになっている。

【0091】

前記CCU123及び蛍光画像処理装置124はビデオスイッチャ126に接続され、CCU123の出力の通常観察画像信号と蛍光画像処理装置124の出力の蛍光観察画像信号とがビデオスイッチャ126によって選択的に切換えられるようになっている。ビデオスイッチャ126には、手動により画像切換え制御を行うためのフットスイッチ127と、蛍光画像処理装置124の演算結果に基づいて自動的に画像切換え制御を行うためのビデオスイッチングコントローラ128とが接続されている。ビデオスイッチャ126の出力端にはモニタ129が接続され、ビデオスイッチャ126によって選択された蛍光観察画像信号または通常観察画像信号がモニタ129に入力されて蛍光観察画像または通常観察画像が表示されるようになっている。

【0092】

また、蛍光観察装置は、蛍光画像処理装置124における補正量の設定を行う際に用いる蛍光歪み検出用装置130を備えており、蛍光画像処理装置124に接続されている。蛍光歪み検

[0091]

Above-mentioned CCU 123 and the above-mentioned fluorescent image processor 124 are connected to the video switcher 126.

The usual observation image signal of the output of CCU 123 and the fluorescent observation image signal of the output of the fluorescent image processor 124 switch selectively by the video switcher 126.

The foot switch 127 for a manual operation performing an image switching control and the video switching controller 128 for performing an image switching control automatically based on the calculation result of the fluorescent image processor 124 are connected to the video switcher 126.

A monitor 129 is connected to the output end of the video switcher 126.

The fluorescent observation image signal chosen by the video switcher 126 or a usual observation image signal is input into a monitor 129, and a fluorescent observation image or a usual observation image displays.

[0092]

Moreover, the fluorescent observation apparatus is provided with the fluorescent apparatus for a distortion detection 130 used when setting up the correcting amount in the fluorescent image processor 124.

It connects with the fluorescent image

出用装置 130 は、励起光の照射に対して 2 次元的に完全に均一な蛍光特性を有する歪み検出用蛍光板 131 を備えて構成されており、励起光の照射を感知して蛍光画像処理装置 124 へ制御信号を出力するようになっている。

【0093】

本例の蛍光観察装置において観察を行う際には、タイミングコントローラ 125 からのタイミング制御信号の指示によって、配光用アダプタ 108、受光用アダプタ 112 によりそれぞれ光源及びカメラを切り換え、蛍光観察または通常観察を選択する。このとき、タイミングコントローラ 125 は、蛍光画像処理装置 124 内での処理と、配光用アダプタ 108 の可動ミラー 109、受光用アダプタ 112 の可動ミラー 120、蛍光観察用カメラ 114 の回転フィルタ 116 の各動作との同期をとる。

【0094】

通常観察の場合には、図 14 において実線で示すような位置に可動ミラー 109、120 を移動させる。これにより、内視鏡 101 のライトガイド 104 に

processor 124.

The fluorescent apparatus for a distortion detection 130 is provided with the fluorescent screen for a distortion detection 131 which has a two-dimensionally completely uniform fluorescent characteristic to irradiation of excitation light, and is comprised.

Excitation light are noticed irradiation and a control signal is outputted to the fluorescent image processor 124.

[0093]

When observing in the fluorescent observation apparatus of the example of this, a light source and a camera are respectively switched by the adapter for light distributions 108, and the adapter for light receptions 112 the indication of the timing-control signal from the timing controller 125.

A fluorescent observation or a fluorescent usual observation is chosen.

At this time, the timing controller 125 takes the synchronisation with a process within the fluorescent image processor 124, and each operation of the movable mirror 109 of the adapter for light distributions 108, the movable mirror 120 of the adapter for light receptions 112, and the rotation filter 116 of the fluorescent camera for an observation 114.

[0094]

The position which is shown as a continuous line in Fig. 14 is made to move the movable mirrors 109 and 120 in the case of a usual observation.

Thereby, the usual illumination light for an

は配光用アダプタ 108 を介してランプ光源装置 103 からの通常観察用照明光が導かれ、観察対象部位へ照射される。このとき、ランプ 103a からの通常観察用照明光により照明された被写体像（通常観察像）は、イメージガイド 105 を通り受光用アダプタ 112 を経て通常観察用カメラ 113 へ導かれて撮像される。そして、CCD 115 で撮像された通常画像の撮像信号が CCU 123 で信号処理され、通常観察画像信号としてビデオスイッチャ 126 へ送出される。

【0095】

一方、蛍光観察の場合には、図 14 において破線で示すような位置に可動ミラー 109、120 を移動させる。これにより、内視鏡 101 のライトガイド 104 には配光用アダプタ 108 を介してレーザ装置 102 からの励起光が導かれ、観察対象部位へ照射される。このとき、励起光を照射することによって得られる被検部位の蛍光像（蛍光観察像）は、イメージガイド 105 を通り受光用アダプタ 112 を経て蛍光観察用カメラ 114 へ導かれて撮像される。蛍光観察用カメラ 114 において、回転フィルタ 116 により前記

observation from the lamp light source device 103 is guided to the light guide 104 of an endoscope 101 via the adapter for light distributions 108.

It is irradiated to the part for an observation.

At this time, the photographed-object image (usual observation image) illuminated by the usual illumination light for an observation from lamp 103a passes along the image guide 105. Through the adapter for light receptions 112, it is guided to the usual camera for an observation 113, and picks up.

And, the signal processing of the image-pick-up signal of the usual image picked up by CCD 115 is performed by CCU 123.

It is sent out as a usual observation image signal to the video switcher 126.

[0095]

On the one side, the position which is shown with a broken line in Fig. 14 is made to move the movable mirrors 109 and 120 in the case of a fluorescent observation.

Thereby, the excitation light from the laser apparatus 102 are guided to the light guide 104 of an endoscope 101 via the adapter for light distributions 108.

It is irradiated to the part for an observation.

At this time, the fluorescent image (fluorescent observation image) of the tested part obtained by irradiating excitation light passes along the image guide 105. Through the adapter for light receptions 112, it is guided to the fluorescent camera for an observation 114, and picks up.

In the fluorescent camera for an observation

$\lambda 1$, $\lambda 2$ の波長帯域の蛍光成分が透過され、イメージインテンシファイア 118 で蛍光像が増幅されて CCD 119 で撮像される。CCD 119 で撮像された蛍光画像の撮像信号が蛍光画像処理装置 124 で信号処理され、蛍光観察画像信号としてビデオスイッチャ 126 へ送出される。

【0096】

本例では、タイミングコントローラ 125 は、前記通常観察及び蛍光観察の 2 つの状態を高速で切替えている。この結果、常にビデオスイッチャ 126 には、通常観察画像信号と蛍光観察画像信号との両方が送られる。

【0097】

このビデオスイッチャ 126 に入力された通常観察画像及び蛍光観察画像の 2 つの画像をモニタ 129 に表示する方法としては、フットスイッチ 127 からの指示により画像を選択的に切り換えて一方のみを表示する方法、蛍光画像処理装置 124 の演算結果に基づいてビデオスイッチングコントローラ 128 の制御により例えば癌等の疾患部位を識別したときに蛍光画像を

114, the transmission of the fluorescent component of above-mentioned $\lambda 1$ and the wavelength band of $\lambda 2$ is performed with the rotation filter 116.

A fluorescent image is amplified by the image intensifier 118, and it picks up by CCD 119. The signal processing of the image-pick-up signal of the fluorescent image picked up by CCD 119 is performed by the fluorescent image processor 124.

It is sent out as a fluorescent observation image signal to the video switcher 126.

[0096]

In the example of this, the timing controller 125 has two switched conditions, an above-mentioned usual observation and fluorescent observation, at high speed.

Consequently, both usual observation image signal and fluorescent observation image signal are always sent to the video switcher 126.

[0097]

As the method of displaying 2 images, the usual observation image input into this video switcher 126, and fluorescent observation image, to a monitor 129, when identifying illness parts, such as cancer, by the control of the video switching controller 128 based on the method of switching an image selectively by the indication from a foot switch 127, and displaying only one side, and the calculation result of the fluorescent image processor 124, for example, it is the method of switching an image so that a fluorescent image may be displayed. In the

表示するように画像を切換える方法、ビデオスイッチャ 126 において蛍光観察画像及び通常観察画像を合成して 2 つの画像をスーパーインポーズ表示したり所定の態様に合成表示する方法などが挙げられる。

video switcher 126, a fluorescent observation image and a usual observation image are synthesised, and the superimpose display of the 2 images is performed, or the method of performing a synthetic display at a predetermined aspect etc. is mentioned.

【0098】

次に、図 15 に蛍光画像処理装置 124 の詳細の構成を示し、蛍光画像処理装置 124 の構成及び作用について説明する。

[0098]

Next, the detailed component of the fluorescent image processor 124 is shown in Fig. 15.

The component and an effect of the fluorescent image processor 124 are explained.

【0099】

蛍光画像処理装置 124 は、信号入力部にマルチプレクサ 141 を有しており、マルチプレクサ 141 において入力された蛍光画像信号を前述した $\lambda 1$, $\lambda 2$ の波長帯域の蛍光成分のそれぞれで出力先を切り換えて $\lambda 1$ 用のフレームメモリ 142, $\lambda 2$ 用のフレームメモリ 143 へ各々出力するようになっており、フレームメモリ ($\lambda 1$) 142, フレームメモリ ($\lambda 2$) 143 にそれぞれ $\lambda 1$, $\lambda 2$ の蛍光画像信号が記憶されるようになっている。マルチプレクサ 141 にはタイミングコントローラ 125 からのタイミングコントロール信号が入力され、 $\lambda 1$ 及び $\lambda 2$ の蛍光画像信号のタイミングとマルチプレクサの切り換えタイミングとの同期が

[0099]

The fluorescent image processor 124 has the multiplexer 141 among the signal input part.

An output destination is switched by each of the fluorescent component of $\lambda 1$ which was mentioned above as the fluorescent image signal input in the multiplexer 141, and the wavelength band of 2 ($\lambda 2$), and it outputs to the frame memory 142 for $\lambda 1$, and the frame memory 143 for $\lambda 2$ respectively.

The fluorescent image signal of $\lambda 1$ and $\lambda 2$ respectively stores to a frame memory ($\lambda 1$) 142 and the frame memory ($\lambda 2$) 143.

The timing control signal from the timing controller 125 is input into a multiplexer 141.

The synchronisation with the timing of the fluorescent image signal of $\lambda 1$ and $\lambda 2$ and the switching timing of a multiplexer takes.

とられるようになっている。

【0100】

フレームメモリ(λ1)142, フレームメモリ(λ2)143の後段には信号の出力先を切換えるスイッチャ(λ1)144, スwitchャ(λ2)145が設けられ、各スイッチャ144, 145には、λ1及びλ2用の蛍光歪み検出回路146, 147と画像変換テーブル148, 149とが各々接続されている。

【0101】

蛍光歪み検出回路146, 147は、前記蛍光歪み検出用装置130に励起光を照射したときに得られる蛍光画像信号の標準信号レベルを所定値と比較することによって蛍光画像の歪みを検出するもので、検出結果に基づいて補正值設定信号を画像変換テーブル148, 149へ送出し、蛍光画像信号の信号レベルを補正するための各々の画像変換テーブル148, 149を作成するようになっている。

【0102】

画像変換テーブル148, 149の出力端は演算回路150に接続され、演算回路150において画像変換テーブル148, 149で補正された蛍光画像信

[0100]

The switcher (λ 1) 144 which switches the output destination of a signal, and the switcher (λ 2) 145 are provided in the latter part of a frame memory (λ 1) 142 and the frame memory (λ 2) 143.

The fluorescent distortion detector circuits 146 and 147 and the image conversion tables 148 and 149 for λ 1 and λ 2 are respectively connected to each switchers 144 and 145.

[0101]

The fluorescent distortion detector circuits 146 and 147 detect the distortion of a fluorescent image by comparing the standard signal level of the fluorescent image signal obtained when irradiating excitation light to the above-mentioned fluorescent apparatus for a distortion detection 130 with predetermined value.

It is based on a detection result and is a correction-value setting signal a sending to the image conversion tables 148 and 149.

Each image conversion tables 148 and 149 for performing the correction of the signal level of a fluorescent image signal are produced.

[0102]

The output end of the image conversion tables 148 and 149 is connected to the calculation circuit 150.

A predetermined calculation is applied to the fluorescent image signal by which the

号に所定の演算が施され、蛍光観察画像のビデオ信号（蛍光観察画像信号）として出力されるようになっている。

correction was performed on the image conversion tables 148 and 149 in the calculation circuit 150.

It outputs as a video signal (fluorescent observation image signal) of a fluorescent observation image.

【0103】

蛍光観察を行う場合、レーザ装置102のHe-Cdレーザによる $\lambda_0 = 442$ nmの紫色光を生体組織に照射すると、442 nmより長い波長の自家蛍光が発生するので、この蛍光像を蛍光観察用カメラ114において回転フィルタ116で $\lambda_1 = 480 \sim 520$ nmと $\lambda_2 = 630$ nm以上との2つの波長領域に分離透過して λ_1 と λ_2 の2つの蛍光像を順次撮像する。前記紫色光の励起光で得られる可視領域の蛍光感度は、正常部位では強く、癌などの病変部では弱くなり、特に λ_1 の480～520 nmの帯域では正常部位における蛍光感度が強く、病変部との差が大きくなる。

[0103]

If the $\lambda_0 = 442$ nm purple light by the He-Cd laser of the laser apparatus 102 is irradiated to an living body tissue when performing a fluorescent observation, the home fluorescence of a wavelength longer than 442 nm will occur. Therefore, in the fluorescent camera for an observation 114, the separation transmission of this fluorescent image is performed to 2 wavelength areas $\lambda_1 = 480-520$ nm and more than $\lambda_2 = 630$ nm with the rotation filter 116, and 2 fluorescent images, λ_1 and λ_2 , are sequentially picked up. The fluorescent sensitivity of the visualisation area obtained by the excitation light of an above-mentioned purple light is strong by the normal part.

In disease parts, such as cancer, it becomes weak. The fluorescent sensitivity in a normal part is especially strong in the 480-520 nm band of λ_1 . The difference with a disease part becomes large.

【0104】

そこで、演算回路150において、例えば λ_1 と λ_2 における蛍光強度の比率または差分を求める演算を行い、生体組織の性状を判別可能な蛍光観察画像信号を生成する。

[0104]

Consequently, in the calculation circuit 150, the calculation which requires for the ratio or the difference of a fluorescence intensity in λ_1 and λ_2 is performed.

The fluorescent observation image signal which can distinguish the characteristic of an

living body tissue is generated.

【0105】

このとき、蛍光観察画像の周辺部の蛍光強度が弱くなってS/Nが劣化してしまうことを防止するために、蛍光歪み検出用装置130を用いて蛍光画像処理装置124の画像変換テーブル148、149を作成して補正量の設定を行い、蛍光画像信号の補正を行う。

[0105]

In order to prevent that the fluorescence intensity of the peripheral part of a fluorescent observation image becomes weak, and S/N degrades at this time, the fluorescent apparatus for a distortion detection 130 is used, the image conversion tables 148 and 149 of the fluorescent image processor 124 are produced, and a correcting amount is set up.

The correction of a fluorescent image signal is performed.

【0106】

前記画像変換テーブル148、149の作成時の動作を以下に説明する。

[0106]

The operation at the time of production of the above-mentioned image conversion tables 148 and 149 is explained below.

【0107】

蛍光画像信号の補正量の設定を行う際には、まず、レーザ装置102からの励起光を蛍光歪み検出用装置130の歪み検出用蛍光板131に照射し、この蛍光板の蛍光像を内視鏡101を介して蛍光観察用カメラ114で撮像して得られた蛍光画像信号を蛍光画像処理装置124に送出する。前記歪み検出用蛍光板131は、使用する蛍光波長において、励起光の照射に対して2次元的に完全に均一な蛍光特性を有しており、2次元的に一定のレベルの蛍光強度を持った蛍光像が得られる。この標準

[0107]

When setting up the correcting amount of a fluorescent image signal, the excitation light from the laser apparatus 102 are first irradiated to the fluorescent screen for a distortion detection 131 of the fluorescent apparatus for a distortion detection 130.

The fluorescent image signal which picks up the fluorescent image of this fluorescent screen with the fluorescent camera for an observation 114 via an endoscope 101, and was obtained is sent out to the fluorescent image processor 124.

The above-mentioned fluorescent screen for a distortion detection 131 has the two-dimensionally completely uniform fluorescent characteristic to irradiation of excitation light in

となる蛍光画像を基にして、蛍光画像処理装置 124 において蛍光画像信号の信号レベルが 2 次元的に一定となるように画像信号の 2 次元的な変換を行って蛍光画像信号の補正を行うための画像変換テーブル 148, 149 を作成する。

the fluorescent wavelength being used.

The fluorescent image with the fluorescence intensity of a two-dimensionally fixed level is obtained.

The fluorescent image functioning as this standard is made into a group.

The image conversion tables 148 and 149 for performing the two-dimensional conversion of an image signal and performing the correction of a fluorescent image signal so that the signal level of a fluorescent image signal may become two-dimensionally fixed in the fluorescent image processor 124 are produced.

【0108】

蛍光歪み検出用装置 130 は、励起光の照射を感知すると、蛍光画像処理装置 124 のスイッチ 144, 145 に対してスイッチャコントロール信号を供給し、フレームメモリ 142, 143 に記憶された蛍光画像信号を蛍光歪み検出回路 146, 147 に送るようにスイッチャ 144, 145 を切り換える。そして、蛍光歪み検出回路 146, 147 での検出結果に基づいて、画像変換テーブル 148, 149 が作成され、記憶される。これにより、蛍光画像信号の補正量が設定される。

[0108]

The fluorescent apparatus for a distortion detection 130 will supply a switcher control signal to the switchers 144 and 145 of the fluorescent image processor 124, if it notices excitation light irradiation.

Switchers 144 and 145 are switched so that the fluorescent image signal stored by frame memories 142 and 143 may be sent to the fluorescent distortion detector circuits 146 and 147. And, the image conversion tables 148 and 149 are produced based on the detection result in the fluorescent distortion detector circuits 146 and 147. It stores. Thereby, the correcting amount of a fluorescent image signal is set up.

【0109】

次に、蛍光歪み検出回路 146, 147 における画像変換テーブル作成アルゴリズムの具体例を

[0109]

Next, the example of the image conversion table production algorithm in the fluorescent distortion detector circuits 146 and 147 is

図 16 に示して説明する。なお、
図 16 では簡単のため、 8×8
画素についてのみ示している。

【0110】

まず、第 1 のステップとして、
励起光を照射した歪み検出用蛍
光板 131 を撮像した蛍光画像
を、図 16 の (a) に示す原画
像から各画素を図 16 の (b)
に示すような 2×2 の画素を 1
単位とした第 1 サブブロックに
分割する。

【0111】

そして、第 2 のステップとして、
各第 1 サブブロックにおける蛍
光画像信号の輝度積算値（信号
強度積算値）を求め、この値を
あらかじめ定められたしきい値
 T_1 と比較し、前記輝度積算値
がしきい値 T_1 より小さい場
合、図 16 の (c) に示すよう
に、その第 1 サブブロックの 2
 $\times 2$ の 4 画素を 1 画素とみな
し、該サブブロックにおいて 4
画素の信号強度を積算した輝度
積算値をこの画素の輝度とす
る。この分割したサブブロック
における複数の画素を 1 画素と
みなしてこのサブブロックの輝
度積算値を画素の輝度とする操
作を画素統合と呼ぶことにす
る。この画素統合により、1 画
素とみなした画素の輝度信号レ
ベルは元の画素の約 4 倍とな

shown in Fig. 16, and it explains.

In addition, since it is simple, Fig. 16 shows
only 8×8 pixel.

[0110]

First, as a 1st step, the fluorescent image which
picked up the fluorescent screen for a distortion
detection 131 which irradiated excitation light,
the original-picture image shown in (a) of Fig.
16 to each pixel, the pixel of 2×2 which is shown
in (b) of Fig. 16, It divides to the 1st sub block
made into 1 unit.

[0111]

And, as a 2nd step, the brightness addition
value (signal-strength addition value) of the
fluorescent image signal in each 1st sub block
is calculated.

Compared with the threshold value T_1 which
predetermined this value, when above-
mentioned brightness addition value is smaller
than a threshold value T_1 , as shown in (c) of
Fig. 16, it is considered that 4 pixels of 2×2 of
that 1st sub block are 1 pixel.

Let the brightness addition value which
added up the signal strength of 4 pixels in the
sub-block be the brightness of this pixel.

Operation which considers that the several
pixel in this divided sub-block is 1 pixel, and
makes the brightness of a pixel the brightness
addition value of this sub-block is performed to
calling it pixel integration.

By this pixel integration, the luminance-signal
level of the pixel it was considered that was 1
pixel becomes about 4 increment of an original

る。

pixel.

【0112】

すなわち、標準となる蛍光像を撮像して得られた蛍光画像信号において、各画素での輝度となる信号レベル（蛍光強度）が所定値よりも小さい場合は、その画素において蛍光強度が弱くS/N劣化の原因となる歪みの発生を検出したものとして複数の画素を1画素とみなす画素統合を行う。ここでは、図16の各図において右上が周辺部に相当し、左下が中心部側に相当する画素としており、周辺部に相当する画素で輝度が小さいために画素統合が行われている。図16の(c)では、11個の第1サブブロックにおいて画素統合が行われたことを示している。

[0112]

That is, in the fluorescent image signal which picks up the fluorescent image functioning as a standard, and was obtained, when the signal level (fluorescence intensity) functioning as the brightness in each pixel is smaller than predetermined value, pixel integration with which a fluorescence intensity considers that a several pixel is 1 pixel in that pixel as that which detected generating of the distortion in which weak S/N degradation is caused is performed. Here, in each diagram of Fig. 16, the upper right is equivalent to a peripheral part.

The lower left does it as the pixel equivalent to a central-part side.

By the pixel equivalent to a peripheral part, since a brightness is small, pixel integration is performed.

In (c) of Fig. 16. It is shown in 11 1st sub blocks that pixel integration was performed.

【0113】

次に、第3のステップとして、図16の(c)に示す画素統合された画像から図16の(d)に示すような4×4の画素を1単位とした第2サブブロックに分割する。

[0113]

Next, as 3rd step, the pixel of 4*4 which is shown in (d) of Fig. 16 from the image which is shown in (c) of Fig. 16, and by which pixel integration was performed is divided to the 2nd sub block made into 1 unit.

【0114】

そして、第4のステップとして、各第2サブブロック内の4つの第1サブブロックのすべてが、前記の画素統合操作により各々

[0114]

And, as 4th step, all of the four 1st sub blocks in each 2nd sub block become as follows. When regarded as each 1 pixel by above-mentioned pixel integrated operation, it restricts and

1画素とみなされている場合に限り、それらの4つの画素における蛍光画像信号の輝度積算値を求め、この値をあらかじめ定められたしきい値 T_2 と比較する。前記輝度積算値がしきい値 T_2 より小さい場合、図16の(e)に示すように、その第2サブブロックの4つの画素(第1サブブロックが 2×2 、すなわち 4×4 画素)を1画素とみなし、該サブブロックにおける信号強度を積算した輝度積算値をこの画素の輝度とする画素統合を行う。図16の(e)では、1個の第2サブブロックにおいて画素統合が行われたことを示している。

【0115】

以降のステップにおいて、前述と同様な画素統合操作を 8×8 の第3サブブロックに対して、 16×16 の第4サブブロックに対して…というように繰り返し、所定の大きさのサブブロックまで到達した場合、または、画素統合を行う対象が全くなくなった場合に、この画素統合操作を終了する。

【0116】

以上の操作により、標準の蛍光画像を実際に撮像した場合の各画素での光強度をモニタしながら統合する画素数を決定し、得

becomes as follows. The brightness addition value of the fluorescent image signal in those four pixels is calculated.

It compares with the threshold value T_2 which predetermined this value.

When above-mentioned brightness addition value is smaller than a threshold value T_2 , as shown in (e) of Fig. 16, it is considered that the four pixel of that 2nd sub block, the 1st a sub-block 2×2 , i.e., 4×4 pixel, is 1 pixel.

Pixel integration which makes the brightness addition value which added up the signal strength in the sub-block the brightness of this pixel is performed.

(e) of Fig. 16 shows that pixel integration was performed in one 2nd sub block.

[0115]

In a subsequent step, the same pixel integrated operation as the above-mentioned becomes as follows to the 3rd sub-block of 8×8 . It repeats like... to the 4th sub-block of 16×16 .

When attaining to the sub-block of a predetermined size, or when the object which performs pixel integration is completely eliminated, this pixel integrated operation is finished.

[0116]

The number of pixels unified while performing the monitor of the optical intensity in each pixel at the time of actually picking up a standard fluorescent image by above operation is

られた画素の統合状態が画像変換テーブルの内容となる。図16の例では(e)に示した統合状態が画像変換テーブルになる。蛍光歪み検出回路146, 147それぞれにおいて $\lambda 1$, $\lambda 2$ の蛍光画像信号について前記画素統合操作を行い、画像変換テーブル148, 149を作成してそれぞれ記憶する。

【0117】

実際の蛍光観察診断時には、蛍光画像処理装置124に入力されて装置内のフレームメモリ142, 143に記憶された蛍光画像信号は、スイッチャ144, 145から直接に画像変換テーブル148, 149へ送られる。画像変換テーブル148, 149では、蛍光画像信号が入力されると直ちに画素統合が行われて画像信号が2次元的に変換され、蛍光画像信号における所定の位置の輝度レベルが補正される。蛍光画像信号は画像変換テーブル148, 149で補正が行われた後、演算回路150で所定の演算が行われ、その結果最終的な蛍光観察画像信号としてビデオスイッチャ126へ出力される。

【0118】

decided. The integrated condition of the obtained pixel is the content of an image conversion table. In the example of Fig. 16, the integrated condition shown in (e) becomes an image conversion table.

In the fluorescent distortion detector circuit 146 and each 147, above-mentioned pixel integrated operation is performed about the fluorescent image signal of $\lambda 1$ and $\lambda 2$.

The image conversion tables 148 and 149 are produced and it respectively stores.

【0117】

At the time of an actual fluorescent observation diagnosis, the fluorescent image signal which was input into the fluorescent image processor 124 and stored by the frame memories 142 and 143 in apparatus is directly sent to the image conversion tables 148 and 149 from switchers 144 and 145.

If a fluorescent image signal is input, on the image conversion tables 148 and 149, pixel integration will be performed immediately and an image signal will be converted two-dimensionally.

The correction of the brightness level of the position in a fluorescent image signal is performed. After a correction is performed by the image conversion tables 148 and 149, as for a fluorescent image signal, a predetermined calculation is performed in the calculation circuit 150. It is outputted to the video switcher 126 as a fluorescent observation image signal final as a result.

【0118】

なおこのとき、演算回路150の演算結果に基づいてビデオスイッチングコントロール信号がビデオスイッチングコントローラ128に送出され、例えば癌等の疾患部位を識別したときにビデオスイッチングコントローラ128の制御によりビデオスイッチャ126を自動的に切り換え、蛍光画像を表示するようにすることが可能になっている。

【0119】

画像変換テーブルを作成する方法としては、前述した方法の他に、サブブロックに分割する際に正方形のブロックに限定しないで長方形・矩形等のブロックも許容して画素統合を行う方法とか、ブロック単位でなく、画素単位で領域分割を行って蛍光画像の状態に応じて任意の形状の画素統合範囲を決定する方法なども考えられる。

【0120】

歪み検出用蛍光板131を撮像した標準の蛍光画像内において信号レベルが低い部分は、実際に被検部位の蛍光画像を撮像した場合でも信号レベルが低くなり、S/Nが劣化する。従って、このような画像の周辺部などのS/Nの悪い部位において画素統合、すなわち画像信号の空間

In addition based on the calculation result of the calculation circuit 150, a video switching control signal is sent out to the video switching controller 128 at this time.

For example, when identifying illness parts, such as cancer, the video switcher 126 is automatically switched by the control of the video switching controller 128.

Things are possible that it is made to display a fluorescent image.

[0119]

The method to also permit blocks, such as a rectangle, and to perform pixel integration without limiting to a square block, when dividing to the sub-block other than the method mentioned above as the method of producing an image conversion table, not a block unit but the method of performing an area division per pixel and deciding the pixel integrated range of arbitrary shapes depending on the condition of a fluorescent image etc. are considered.

[0120]

A signal level becomes low even when the part with a low signal level actually picks up the fluorescent image of a tested part in the fluorescent image of the standard which picked up the fluorescent screen for a distortion detection 131. S/N degrades.

Therefore, a signal level can make the brightness of a low and dark part increase by performing the spatial reset action of pixel

的積分操作を行うことによって、信号レベルが低くて暗い部分の輝度を増加させることができ、S/Nを向上させることができる。すなわち、標準の蛍光画像の画像全体において一定の信号レベルの画像信号が得られるように蛍光強度が低い部分の信号レベルを増加させ、輝度を均等に補正することができる。

【0121】

前記画像信号の空間的積分操作を行うと積分を行った分だけ画像の解像度は低下することになるが、蛍光画像診断においては、病変部範囲の精密な同定を行うことについては病変部の見逃しを防止することに比べると重要度は低い。従って、本例のように画像信号の空間的積分操作を行う構成では、解像度低下による病変部範囲同定の精度低下のデメリットに比べて、蛍光画像のS/N向上によって蛍光診断の誤りを防止できる効果の方が大きく、蛍光観察の際の蛍光診断能力を大きく向上させることができ、蛍光診断上の誤りの発生を防止することができる。

【0122】

次に、蛍光観察用の光源として2つのレーザ装置を備えた蛍光

integration, i.e., image signal, in the bad part of S/Ns, such as the peripheral part of such an image. S/N can be improved.

That is, a fluorescence intensity makes the signal level of a low part increase so that the image signal of an fixed signal level may be obtained in the entire image of a standard fluorescent image.

The correction of the brightness can be performed equally.

[0121]

The resolution of an image will reduce only the part which integrated when the spatial reset action of an above-mentioned image signal was performed. However, in the fluorescent diagnostic imaging, the degree of importance is low about performing precise identification of the disease part range compared with preventing overlooking of a disease part. Therefore, the effect which can prevent the error of fluorescent diagnosis by the improvement of a fluorescent image in S/N with the component which performs the spatial reset action of an image signal such as this example, compared with the demerit of an accuracy reduction of the disease part range identification by resolution reduction is larger.

The fluorescent-diagnosis capability in the case of a fluorescent observation can be improved largely. Generating of the error on fluorescent diagnosis can be prevented.

[0122]

Next, the example of a component of the fluorescent observation apparatus provided

観察装置の構成例を図 17 に示す。

【0123】

蛍光観察を行うには、図 14 の実施例で示したような紫色の励起光を照射して生体組織の自家蛍光の像を観察する方法と、生体内に癌組織等を集積性のあるヘマトポルフィリン、フォトフイリンなどの蛍光物質を注入し、例えば 600 nm ぐらいの赤色の励起光を照射してこれより長い波長で発光する蛍光像を観察する方法の 2 つが主に用いられている。本例では、前記 2 種類の蛍光観察を行うことができるように 2 つのレーザ装置を備えて構成されている。

【0124】

内視鏡 101 は、図 14 の実施例とほぼ同様に構成されており、ライトガイド 104 が挿通したユニバーサルコード 107 端部のコネクタには、照明光を通常観察用のランプ光と蛍光観察用の励起光となるレーザ光とに切り換える第 1 の配光用アダプタ 161 が接続されている。この第 1 の配光用アダプタ 161 には、通常観察用の白色の照明光を発生するランプ光源 103a を備えたランプ光源装置 103 と、励起光としての 2 種類

with 2 laser apparatus as a light source for a fluorescent observation is shown in Fig. 17.

[0123]

In order to perform a fluorescent observation, the purple excitation light which were shown in the example of Fig. 14 are irradiated. A method to observe the image of the home fluorescence of an living body tissue, Fluorescent materials, such as the hematoporphyrin which has integrated property in a cancer tissue etc., and photo phyrin, are injected in the living body.

For example, 2 of the methods of observing the fluorescent image which is irradiated in the excitation light of about 600 nm red colour, and emits light on a longer wavelength are mainly used. 2 laser apparatus are provided and it consists of this example so that a fluorescent observation of above-mentioned 2 kind can be performed.

[0124]

The endoscope 101 is comprised almost as the example of Fig. 14.

The adapter for 1st light distributions 161 which switches an illumination light to the laser light functioning as the lamp light for a usual observation and the excitation light for a fluorescent observation is connected to the connector of universal code 107 edge part which the light guide 104 passed through.

To this adapter for 1st light distributions 161, the lamp light source device 103 provided with lamp light-source 103a which generates the white illumination light for usual observation, and the adapter for 2nd light distributions 162

のレーザ光を切り換える第2の配光用アダプタ162とが連結されている。第2の配光用アダプタ162には、自家蛍光観察用の紫色の励起光を発生する第1のレーザ源165aを備えた第1のレーザ装置165と、前記蛍光物質を励起する波長を持つ例えば赤色の励起光を発生する第2のレーザ源166aを備えた第2のレーザ装置166とが接続されている。

【0125】

内視鏡101の接眼部106には、図示しない受光用アダプタ及びカメラが接続され、図14の実施例と同様にして通常観察像及び蛍光観察像を撮像できるようになっている。

【0126】

第1の配光用アダプタ161及び第2の配光用アダプタ162には、それぞれ可動ミラー163、164を有する照明光切換手段が設けられ、内視鏡101のライトガイド104に供給する照明光を切り換え可能になっている。

【0127】

この構成の蛍光観察装置においては、通常の内視鏡観察を行う場合は、第1の配光用アダプタ161の可動ミラー163を図

which switches 2 kinds of laser lights as excitation light are coupled.

To the adapter for 2nd light distributions 162, the 1st laser apparatus 165 provided with 1st laser-source 165a which generates the purple excitation light for a home fluorescence observation, the 2nd laser apparatus 166 provided with 2nd laser-source 166a with the wavelength which excites an above-mentioned fluorescent material which generates red excitation light, for example, is connected.

[0125]

The adapter for the light receptions and the camera not to illustrate are connected to the eye-piece part 106 of an endoscope 101.

A usual observation image and a fluorescent observation image can be picked up now as the example of Fig. 14.

[0126]

Illumination light switching means to respectively have the movable mirrors 163 and 164 is provided in the adapter for 1st light distributions 161, and the adapter for 2nd light distributions 162.

It is convertible the illumination light supplied to the light guide 104 of an endoscope 101.

[0127]

In the fluorescent observation apparatus of this component, when performing a usual endoscope observation, it switches to the position which shows the movable mirror 163 of

中の実線で示す位置に切り換え、ランプ光源装置 103 からの白色照明光を内視鏡 101 のライトガイド 104 へ導き、通常観察像を得る。

the adapter for 1st light distributions 161 as the continuous line in a diagram.

The white illumination light from the lamp light source device 103 is guided to the light guide 104 of an endoscope 101.

A usual observation image is obtained.

【0128】

一方、蛍光観察を行う場合は、第 1 の配光用アダプタ 161 の可動ミラー 163 を図中の破線で示す位置に切り換え、第 1 のレーザ装置 165 または第 2 のレーザ装置 166 からの励起光を内視鏡 101 のライトガイド 104 へ導き、蛍光観察像を得る。ここで、生体組織の自家蛍光による蛍光観察を行う場合は、第 2 の配光用アダプタ 162 の可動ミラー 164 を図中の実線で示す位置に切り換え、第 1 のレーザ装置 165 からの自家蛍光観察用の励起光を内視鏡 101 へ導いて生体組織へ照射する。

[0128]

On the one side, when performing a fluorescent observation, it switches to the position which shows the movable mirror 163 of the adapter for 1st light distributions 161 with the broken line in a diagram.

The excitation light from the 1st laser apparatus 165 or the 2nd laser apparatus 166 are guided to the light guide 104 of an endoscope 101.

A fluorescent observation image is obtained.

Here, when performing the fluorescent observation by the home fluorescence of an living body tissue, it switches to the position which shows the movable mirror 164 of the adapter for 2nd light distributions 162 as the continuous line in a diagram.

The excitation light for the home fluorescence observation from the 1st laser apparatus 165 are guided to an endoscope 101, and it irradiates to an living body tissue.

【0129】

また、蛍光物質を癌等へ集積させてその蛍光像を観察する場合は、生体組織 167 へ蛍光物質を注入して腫瘍部位 168 へ選択的に集積させ、第 2 の配光用アダプタ 162 の可動ミラー 164 を図中の破線で示す位置に

[0129]

Moreover, when a fluorescent material is made to integrate to cancer etc. and it observes that fluorescent image, a fluorescent material is injected to the living body tissue 167, and it is made to integrate selectively to the tumour part 168.

It switches to the position which shows the

切り換え、第2のレーザ装置166からの蛍光物質励起用の励起光を内視鏡101へ導いて生体組織へ照射する。これにより、生体組織167の腫瘍部位168が他の部位に比べて大きな蛍光強度を示し、この蛍光像を観察することによって癌等の腫瘍部位を同定することができる。

movable mirror 164 of the adapter for 2nd light distributions 162 with the broken line in a diagram. The excitation light for the fluorescent-material excitation from the 2nd laser apparatus 166 are guided to an endoscope 101, and it irradiates to an living body tissue. Thereby, the tumour part 168 of the living body tissue 167 shows a large fluorescence intensity compared with the other part. Tumour parts, such as cancer, can be identified by observing this fluorescent image.

【0130】

このように、本例によれば、蛍光観察用の励起光として自家蛍光による蛍光観察用のレーザ光と蛍光物質による蛍光観察用のレーザ光とを切り換え、それぞれの励起光を照射することにより自家蛍光による蛍光観察及び蛍光物質による蛍光観察が可能であり、腫瘍部位を確実に診断することができる。

[0130]

Thus, according to the example of this, the laser light for the fluorescent observation by the home fluorescence and the laser light for the fluorescent observation by the fluorescent material are switched as excitation light for a fluorescent observation. The fluorescent observation by the home fluorescence and the fluorescent observation by the fluorescent material are possible by irradiating each excitation light. A tumour part can be diagnosed reliably.

【0131】

次に、1つの光源装置により通常の内視鏡観察と蛍光観察とを可能にした蛍光観察装置の構成例を図18に示す。なお、内視鏡101に接続される光源装置以外の構成及び作用は図14に示した実施例と同様であり、ここでは説明を省略する。

[0131]

Next, the example of a component of the fluorescent observation apparatus in which a usual endoscope observation and a usual fluorescent observation were made to be completed by the one light source device is shown in Fig. 18.

In addition, the component and the effect of those other than the light source device connected to an endoscope 101 are the same as that of the example shown in Fig. 14.

Here, explanation is abridged.

【0132】

本例の光源装置170は、内視鏡101のライトガイドコネクタ107aに接続され、キセノンランプ等からなるランプ光源171を備えており、ランプ光源171はフラッシュユニット172が接続されて通常観察用の照明光と蛍光観察用の励起光とを発生できるようになっている。ランプ光源171からの射出光の光路中には、前記通常観察用照明光と励起光とを時分割する回転フィルタ173が配設され、駆動用モータ174によって回転駆動されるようになっている。

[0132]

The light source device 170 of the example of this is connected to light-guide connector 107a of an endoscope 101.

The lamp light source 171 which consists of a xenon lamp etc. is provided.

The flash unit 172 is connected and the lamp light source 171 can generate now the illumination light for a usual observation, and the excitation light for a fluorescent observation. In the optical path of the emitted light from the lamp light source 171, the rotation filter 173 which performs the time division of the above-mentioned usual illumination light for an observation and above-mentioned usual excitation light is arranged.

A rotation drive is performed by the motor for a drive 174.

【0133】

前記フラッシュユニット172は、蛍光画像処理装置124からのフラッシュコントロール信号が入力され、ランプ光源171のフラッシュ発光の制御が行われるようになっている。また、前記フラッシュユニット172及び駆動用モータ174は、タイミングコントローラ125からのタイミング制御信号によって動作のタイミングの同期がとられるようになっている。

[0133]

As for the above-mentioned flash unit 172, the flash control signal from the fluorescent image processor 124 is input.

The control of a flash light emission of the lamp light source 171 performs.

Moreover, a synchronisation of timing of operation takes the above-mentioned flash unit 172 and the motor for a drive 174 with the timing-control signal from the timing controller 125.

【0134】**[0134]**

ランプ光源 171 から発した光は回転フィルタ 173 により通常観察用照明光と励起光とに時分割され、交互に内視鏡 101 のライトガイド 104 に導かれ、観察対象部位へ照射される。このとき、配光側の光源装置と受光側のアダプタ、カメラ及び信号処理装置との同期は、タイミングコントローラ 125 からのタイミング制御信号により制御される。

【0135】

蛍光画像処理装置 124 は、カメラより入力される蛍光画像信号の信号レベルをモニタすることにより蛍光像の明るさを検出して励起光の強度を監視しており、励起光の強度が不足している場合には、蛍光画像処理装置 124 からフラッシュユニット 172 にフラッシュコントロール信号を送信する。このとき、フラッシュユニット 172 は、タイミングコントローラ 125 からのタイミング制御信号を受けながら、適切なタイミングでランプ光源 171 をフラッシュ発光させ、励起光強度を増大させる。

【0136】

このように光源装置を構成することにより、蛍光観察用の励起

The time division of the light emitted from the lamp light source 171 is performed to the usual illumination light for an observation and usual excitation light with the rotation filter 173.

It is alternately guided to the light guide 104 of an endoscope 101.

It is irradiated to the part for an observation.

At this time, the synchronisation with the light source device at the side of a light distribution, the adapter of a light-receiving side, a camera, and signal-processing apparatus is controlled by the timing-control signal from the timing controller 125.

[0135]

By performing the monitor of the signal level of the fluorescent image signal input from a camera, the fluorescent image processor 124 detects the brightness of a fluorescent image, and is monitoring strength of excitation light.

When strength of excitation light is performing the insufficiency, a flash control signal is transmitted to the flash unit 172 from the fluorescent image processor 124.

At this time, the flash unit 172 receives the timing-control signal from the timing controller 125. The flash light emission of the lamp light source 171 is performed to suitable timing, whilst performing this.

Excitation-light strength is made to increase.

[0136]

Thus by comprising a light source device, in order to generate the excitation light for a

光を発生するためにレーザ装置が不要であり、1つの光源装置で通常観察用の照明光と蛍光観察用の励起光とを得て通常観察及び蛍光観察を行うことができる。また、励起光の光量が不足している場合でも、ランプをフラッシュ発光させることによって十分な光量を得ることができ、良好な蛍光観察を行うことができる。

fluorescent observation, the laser apparatus is unnecessary. The illumination light for a usual observation and the excitation light for a fluorescent observation can be obtained by the one light source device, and a usual observation and a usual fluorescent observation can be performed. Moreover, even when the quantity of light of excitation light is performing the insufficiency, sufficient quantity of light can be obtained by performing the flash light emission of the lamp.

A favourable fluorescent observation can be performed.

【0137】

[0137]

【付記】

(2-1) 観察対象部位の蛍光を得るための励起光を発生する蛍光観察用光源手段と、前記蛍光観察用光源手段からの励起光による励起に基づく観察対象部位の蛍光観察像を撮像する蛍光観察用撮像手段とを備え、蛍光観察画像を表示する蛍光観察装置であって、前記蛍光観察用撮像手段からの蛍光画像信号より、蛍光観察画像内の複数の画素の信号強度を積算して、これらの画素を1画素として前記蛍光画像信号を補正する蛍光画像処理手段を備えた蛍光観察装置。

[Additional remark]

(2-1) Provide fluorescent light-source means for an observation to generate the excitation light for obtaining the fluorescence of the part for an observation, and fluorescent image-pick-up means for an observation to pick up the fluorescent observation image of the part for an observation based on the excitation by the excitation light from above-mentioned fluorescent light-source means for an observation. It is the fluorescent observation apparatus which displays a fluorescent observation image comprising such that from the fluorescent image signal from above-mentioned fluorescent image-pick-up means for an observation, the signal strength of the several pixel within a fluorescent observation image is added up.

The fluorescent observation apparatus

provided with fluorescent image-processing means which makes these pixels 1 pixel and performs the correction of the above-mentioned fluorescent image signal.

【0138】

この構成では、蛍光画像処理手段によって、蛍光観察用撮像手段からの蛍光画像信号より、蛍光観察画像内の複数の画素の信号強度を積算して、これらの画素を1画素として前記蛍光画像信号を補正する処理を行うことにより、蛍光観察画像のS/Nを向上させ、蛍光診断上の誤りの発生を防ぐことができる。

[0138]

With this component, fluorescent image-processing means adds up the signal strength of the several pixel within a fluorescent observation image from the fluorescent image signal from fluorescent image-pick-up means for an observation. S/N of a fluorescent observation image is improved by a process which corrects an above-mentioned fluorescent image signal, doing these pixels as 1 pixel.

Generating of the error on fluorescent diagnosis can be prevented.

【0139】

(2-2) 通常の観察用の照明光を発生する通常観察用光源手段と、前記通常観察用光源手段からの照明光による観察対象部位の通常観察像を撮像する通常観察用撮像手段と、観察対象部位の蛍光を得るための励起光を発生する蛍光観察用光源手段と、前記蛍光観察用光源手段からの励起光による励起に基づく観察対象部位の蛍光観察像を撮像する蛍光観察用撮像手段とを備え、蛍光観察画像と通常観察画像とを同時に、あるいは、時分割で切換えて表示する蛍光観察装置であって、前記蛍光観察用撮像手段からの蛍光画像信号

[0139]

(2-2) Usual light-source means for an observation to generate the illumination light for a usual observation, Usual image-pick-up means for an observation to pick up the usual observation image of the part for an observation by the illumination light from above-mentioned usual light-source means for an observation, Fluorescent light-source means for an observation to generate the excitation light for obtaining the fluorescence of the part for an observation, Fluorescent image-pick-up means for an observation to pick up the fluorescent observation image of the part for an observation based on the excitation by the excitation light from above-mentioned fluorescent light-source means for an observation is provided.

It is the fluorescent observation apparatus

より、蛍光観察画像内の複数の画素の信号強度を積算して、これらの画素を1画素とする蛍光画像処理手段を備えた蛍光観察装置。

which switches and displays a fluorescent observation image and a usual observation image by the time division simultaneously comprising such that from the fluorescent image signal from above-mentioned fluorescent image-pick-up means for an observation, the signal strength of the several pixel within a fluorescent observation image is added up.

The fluorescent observation apparatus provided with fluorescent image-processing means which makes these pixels 1 pixel.

【0140】

(2-3) 前記蛍光画像処理手段は、前記蛍光観察画像内の複数の画素を1画素とする場合の画素の設定を2次元的に均一な蛍光特性を持つ蛍光板を撮像した蛍光画像信号に基づいて行う付記(2-1)に記載の蛍光観察装置。

[0140]

(2-3) Above-mentioned fluorescent image-processing means is fluorescent observation apparatus described in an additional remark (2-1) performed based on the fluorescent image signal which picked up the fluorescent screen which has a set-up of the pixel in the case of making the several pixel within an above-mentioned fluorescent observation image into 1 pixel a two-dimensionally uniform fluorescent characteristic.

【0141】

この構成では、2次元的に均一な蛍光特性を持つ蛍光板を撮像した結果に基づいて蛍光画像処理手段の処理機能を作成することにより、画像のS/Nの悪い部分を正確に同定でき、同定結果に応じた適切なS/Nの向上を行うことができる。

[0141]

With this component, the bad part of S/N of an image can be correctly identified by producing process function of fluorescent image-processing means based on the result which picked up the fluorescent screen with a two-dimensionally uniform fluorescent characteristic. Suitable S/N can be improved depending on the identification result.

【0142】

(2-4) 前記蛍光画像処理

[0142]

(2-4) Above-mentioned fluorescent image-

手段は、前記蛍光観察画像内の複数の画素の信号強度積算値が所定値となるようにこれらの複数の画素の信号強度を積算して1画素とする付記(2-1)に記載の蛍光観察装置。

processing means is fluorescent observation apparatus described in an additional remark (2-1) which the signal strength of these several pixels is added up and made into 1 pixel so that the signal-strength addition value of the several pixel within an above-mentioned fluorescent observation image may form predetermined value.

【0143】

(2-5) 前記蛍光画像処理手段において信号強度を積算する複数の画素は、所定の数および形状の画素ブロックである付記(2-1)に記載の蛍光観察装置。

[0143]

(2-5) The several pixel which adds up a signal strength in above-mentioned fluorescent image-processing means is fluorescent observation apparatus described in an additional remark (2-1) which are a predetermined number and the pixel block of a shape.

【0144】

この構成では、蛍光画像処理手段の処理における演算手法を簡単にでき、処理速度の向上、ハードウェア構成の単純化を図ることができる。

[0144]

With this component, the calculation technique in a process of fluorescent image-processing means is made simply.

The improvement in process velocity and the simplification of a hardware component can be attained.

【0145】

(2-6) 前記蛍光画像処理手段において信号強度を積算する複数の画素は、蛍光観察画像に応じた任意の数、形状のものである付記(2-1)に記載の蛍光観察装置。

[0145]

(2-6) The several pixel which adds up a signal strength in above-mentioned fluorescent image-processing means is fluorescent observation apparatus described in an additional remark (2-1) which is numbers and shapes arbitrary depending on the fluorescent observation image.

【0146】**[0146]**

この構成では、蛍光画像処理手段の処理において、S/N向上のため最適な処理対象画素を選択することができ、S/N向上のレベルアップを実現できる。

With this component, the optimum pixel for a process can be chosen in a process of fluorescent image-processing means because of the improvement in S/N.

The improvement of the improvement in S/N is realisable.

【0147】

ところで、内視鏡を用いて治療処置を行う経内視鏡的処置としては、治療用レーザ装置に接続したレーザプローブを内視鏡のチャンネルを介して目的部位まで挿入し、レーザ光を病変部位等に照射して焼灼、凝固、蒸散等を行うレーザ処置がある。このようなレーザ光の照射による治療処置を行うレーザ治療装置では、Nd:YAGレーザ光などの高エネルギーの治療用のレーザ光をレーザプローブ等のレーザガイド手段により病変部位に導いて治療部位を照射し、焼灼、凝固、蒸散等の処置を行うようになっている。

[0147]

Incidentally, as a perendoscopic treatment which performs a treatment using an endoscope, the laser probe linked to the laser apparatus for treatments is inserted to the objective part via the channel of an endoscope.

There is a laser treatment which irradiates a laser light to a disease part etc. and performs cauterisation, a coagulate, a transpiration, etc.

In the laser treatment apparatus which performs the treatment by irradiation of such a laser light, the laser light for the treatments of high energy, such as a Nd:YAG-laser light, is guided to a disease part by laser guide means, such as a laser probe, and a treatment part is irradiated.

Treatments, such as cauterisation, a coagulate, and a transpiration, are performed.

【0148】

従来の装置では、前述したような検査対象部位の蛍光画像を得て蛍光診断を行う蛍光観察装置とレーザ治療装置とは別に設けられており、対象部位の蛍光診断を行うと同時に治療用のレーザ光によりレーザ治療処置を行うことは考慮されておらず、蛍光観察をしながら治療部位を認

[0148]

In the conventional apparatus, the fluorescent observation apparatus and the laser treatment apparatus which obtain the fluorescent image of the part for an inspection which was mentioned above, and perform fluorescent diagnosis are provided independently.

It was difficult to recognise a treatment part and to perform a laser treatment reliably and easily, performing a laser treatment by the laser

識して確実かつ容易にレーザ治療処置を行うことは困難であった。

light for treatments not being considered, but performing a fluorescent observation, while fluorescent diagnosis of an object part was performed.

【0149】

前記のような問題点を解決するため、蛍光画像を得て観察、診断するための蛍光観察装置と、治療用のレーザ光による処置を行うためのレーザ治療装置とを備え、病変部位等の蛍光観察とレーザ治療とが同時に可能な蛍光診断治療装置の構成例を以下に示す。

[0149]

In order to solve the aforementioned problems, the fluorescent observation apparatus for obtaining a fluorescent image and performing an observation and a diagnosis and the laser treatment apparatus for performing the treatment by the laser light for treatments are provided.

A fluorescent observation and the laser treatment of a disease part etc. show below the example of a component of simultaneously possible fluorescent-diagnosis treatment apparatus.

【0150】

図19は蛍光観察とレーザ治療とが同時に可能な蛍光診断治療装置の第1の実施例に係る装置の全体構成を示す構成説明図である。

[0150]

Fig. 19 is a component explanatory drawing in which a fluorescent observation and a laser treatment show the entire component of the apparatus based on the 1st example of simultaneously possible fluorescent-diagnosis treatment apparatus.

【0151】

本例の蛍光診断治療装置は、観察対象部位への励起光の導光及び観察対象部位からの蛍光の結像を行う内視鏡201を備えている。そして、励起光を発生する蛍光観察用の励起光源手段として、例えば442 nmの紫色光を発生するHe-Cd（ヘリ

[0151]

The fluorescent-diagnosis treatment apparatus of the example of this is provided with the endoscope 201 which performs the fluorescent image formation from the light-guide and the part for the observation of excitation light to the part for an observation.

And, the laser apparatus for excitation 202 which has He-Cd (helium-cadmium) laser light

ウムーカドミウム) レーザ光発生手段を有する励起用レーザ装置 202 を備え、また、内視鏡画像を観察するための通常観察用の光源として白色光を発生するキセノンランプ等のランプ 203a を有する通常観察用光源装置 203 を備えている。さらに、生体組織の病変部を処置することのできるエネルギーを有する治療用のレーザ光として例えば赤外の Nd:YAG レーザを発生するレーザ光発生手段を有する治療用レーザ発生手段としての治療用レーザ装置 230 を備えて構成されている。

【0152】

治療用レーザ装置 230 は、治療用レーザ光を伝達するレーザ導光手段としてのレーザプローブ 231 が接続され、発生したレーザ光をレーザプローブ 231 に供給しレーザプローブ 231 の先端より治療用レーザ光を出射できるようになっている。治療用レーザ装置 230 で発生する治療用レーザ光としては、前記励起光を生体組織に照射して得られる蛍光像の蛍光波長とは異なる波長域のものであって、可視光範囲外の波長のものが用いられ、赤外の Nd:YAG レーザ (波長 $1.06 \mu\text{m}$) の他に、エキシマ等の紫外レー

generating means to consider as pumping-source means for a fluorescent observation to generate excitation light, for example, to generate a 442 nm purple light is provided.

Moreover, the usual light source device for an observation 203 which has lamp 203a, such as the xenon lamp which generates white light as a light source for the usual observation for observing an endoscope image, is provided.

Furthermore, the laser apparatus for treatments 230 as laser generating means for treatments to have laser light generating means to do it as the laser light for treatments which has the energy which can perform the treatment of the disease part of an living body tissue, for example, to generate the Nd:YAG laser besides red is provided, and it is comprised.

[0152]

The laser probe 231 as laser light-guide means that the laser apparatus for treatments 230 transmits the laser light for treatments is connected.

The generated laser light is supplied to the laser probe 231, and it has come to be able to do the radiation of the laser light for treatments from the end of the laser probe 231.

The fluorescent wavelength of the fluorescent image which irradiates above-mentioned excitation light to an living body tissue, and is obtained as a laser light for treatments generated with the laser apparatus for treatments 230 is a different wavelength range.

The thing of the wavelength besides the visible-light range is used.

ザや、赤外のH o : Y A G レーザ (波長約 $2 \mu m$) , E r : Y A G レーザ (波長約 $3 \mu m$) 等を用いることが可能である。

In addition to the Nd: YAG laser besides red (wavelength of 1, 06 micrometers). It is possible to use ultraviolet lasers, such as an excimer, Ho: YAG laser besides red (wavelength of about 2 micrometers), Er: YAG laser (wavelength of about 3 micrometers), etc.

【0153】

内視鏡201は、励起用レーザー装置202あるいは通常観察用光源装置203からの出射光を先端部まで伝達するライトガイド204と、観察像を後端側の接眼部206まで伝達するイメージガイド205とが挿通されており、ライトガイド204は手元側の把持部の側部より延出したユニバーサルコード207内を挿通して端部のライトガイドコネクタ207aまで延設されている。また、内視鏡201には、治療用レーザー装置230に接続されたレーザープローブ231を挿通可能なチャンネル232が手元側から先端部まで貫通して設けられており、レーザープローブ231をチャンネル232内に挿通して内視鏡先端部より突出させることが可能になっている。

[0153]

The light guide 204 which an endoscope 201 transmits the emitted light from the laser apparatus for excitation 202 or the usual light source device for an observation 203 to a point, and the image guide 205 which transmits an observation image to the eye-piece part 206 at the side of a rear end are passed through.

A light guide 204 passes through the inside of the universal code 207 extended from the side part of the holding part at the side of a hand, and is installed to light-guide connector 207a of an edge part.

Moreover, the channel 232 which can pass through the laser probe 231 connected to the laser apparatus for treatments 230 is penetrated and provided in the endoscope 201 from a hand side to the point.

It is possible to pass through the laser probe 231 in a channel 232, and to make it project from an endoscope point.

【0154】

励起用レーザー装置202及び通常観察用光源装置203は、内視鏡201へ導く光を切り換える配光用アダプタ208に接続

[0154]

The laser apparatus for excitation 202 and the usual light source device for an observation 203 are connected to the adapter for light distributions 208 which switches the light guided

され、配光用アダプタ 208 には前記内視鏡 201 のライトガイドコネクタ 207a が接続されて、励起用レーザ装置 202 からのレーザ光による励起光あるいは通常観察用光源装置 203 からの通常観察用照明光が配光用アダプタ 208 を介して内視鏡のライトガイド 204 へ導かれ、内視鏡 201 の先端部より出射されるようになっている。

【0155】

前記配光用アダプタ 208 は、励起用レーザ装置 202 及び通常観察用光源装置 203 の出射光の光路中に配設された可動ミラー 209 と、可動ミラー 209 を駆動するドライバ 210 とにより構成された照明光切換手段 211 を備えており、可動ミラー 209 の角度を選択的に切り換えることによって励起光あるいは通常観察用照明光を内視鏡のライトガイド 204 後端面へ導くようになっている。

【0156】

内視鏡 201 の接眼部 206 には、受光用アダプタ 212 が接続され、この受光用アダプタ 212 には通常画像受信部となる通常観察用カメラ 213 と蛍光画像受信部となる蛍光観察用カメラ 214 とが接続され、各々

to an endoscope 201.

Light-guide connector 207a of the above-mentioned endoscope 201 was connected to the adapter for light distributions 208.

The excitation light by the laser light from the laser apparatus for excitation 202 or the usual illumination light for an observation from the usual light source device for an observation 203 is guided to the light guide 204 of an endoscope via the adapter for light distributions 208. It radiates from the point of an endoscope 201.

[0155]

The above-mentioned adapter for light distributions 208 is provided with illumination light switching means 211 comprised by the movable mirror 209 arranged in the optical path of the emitted light of the laser apparatus for excitation 202, and the usual light source device for an observation 203, and the driver 210 which drives the movable mirror 209.

Excitation light or the usual illumination light for an observation is guided to the light-guide 204 rear-end surface of an endoscope by switching the angle of the movable mirror 209 selectively.

[0156]

The adapter for light receptions 212 is connected to the eye-piece part 206 of an endoscope 201.

The fluorescent camera for an observation 214 functioning as the usual camera for an observation 213 functioning as a usual image receiving part and a fluorescent image receiving

の撮像手段によって通常観察像及び蛍光観察像が撮像されるようになっている。通常観察用カメラ 213 は、結像光学系と、撮像素子としての CCD 215 とを備え、通常観察用光源装置 203 からの通常観察用照明光で照射された被検部位の像（通常観察像）を撮像するようになっている。

【0157】

蛍光観察用カメラ 214 は、結像光学系と、所定の帯域の蛍光成分を通過させる回転フィルタ 216 と、回転フィルタ 216 を回転駆動する駆動用モータ 217 と、回転フィルタ 216 を透過した像を増幅するイメージインテンシファイア (I.I.) 218 と、イメージインテンシファイア 218 の出力像を撮像する撮像素子としての CCD 219 と、さらに回転フィルタ 216 とイメージインテンシファイア 218 との間に配設された治療用レーザ光を遮断するフィルタ手段としての治療用レーザカットフィルタ 233 とを備え、励起用レーザ装置 202 からの励起光を照射することによって得られる被検部位の蛍光像（蛍光観察像）を撮像するようになっている。回転フィルタ 216 は、例えば $\lambda_1 = 480 \sim 520$

part is connected to this adapter for light receptions 212. A usual observation image and a fluorescent observation image pick up by each image-pick-up means. The usual camera for an observation 213 is provided with an image-formation optical system and CCD 215 as an image-pick-up element. The image (usual observation image) of the tested part irradiated with the usual illumination light for an observation from the usual light source device for an observation 203 is picked up.

【0157】

The fluorescent camera for an observation 214 is with an image-formation optical system and the rotation filter 216 which bypasses the fluorescent component of a predetermined band. The motor for a drive 217 which performs the rotation drive of the rotation filter 216, and the image intensifier 218 which amplifies the image which transmitted the rotation filter 216 (I.I.), CCD 219 as an image-pick-up element which picks up the output image of the image intensifier 218, Furthermore the laser cut filter for treatments 233 as filter means to isolate the laser light for treatments arranged between the rotation filter 216 and the image intensifier 218 is provided.

The fluorescent image (fluorescent observation image) of the tested part obtained by irradiating the excitation light from the laser apparatus for excitation 202 is picked up.

A $\lambda_1 = 480 \sim 520$ nm bandpass filter and the bandpass filter more than $\lambda_2 = 630$ nm are arranged, for example, and the rotation filter 216 is formed disc-shaped.

nm の帯域通過フィルタとλ 2 = 630 nm 以上の帯域通過フィルタとが配設されて円盤状に形成され、回転することによってこれらのフィルタが順次光路中に介挿され、それぞれの帯域の蛍光成分を通過させるようになっている。また、治療用レーザカットフィルタ233としては、治療用レーザ光に紫外レーザを使用する場合には紫外カットフィルタが、赤外レーザを使用する場合には赤外カットフィルタが用いられ、治療用レーザ光の波長成分を通過させないように除去（カット）するようになっている。

【0158】

受光用アダプタ212は、内視鏡の接眼部206へ伝送された被写体像の光路中に配設された可動ミラー220と、可動ミラー220を駆動するドライバ221とにより構成された撮像切換手段222を備えており、可動ミラー220の角度を選択的に切り換えることによって蛍光観察用と通常観察用とにカメラを切り換え、内視鏡201で得られた被写体像を通常観察用カメラ213あるいは蛍光観察用カメラ214へ導くようになっている。

【0159】

These filters are sequentially placed in an optical path by rotating.

The fluorescent component of each band is bypassed.

Moreover, in being used an ultraviolet laser in the laser light for treatments, when an ultraviolet cut filter is used an infrared laser as a laser cut filter for treatments 233, an infrared cut filter is used.

It removes so that the wavelength component of the laser light for treatments may not be bypassed (cut).

[0158]

The adapter for light receptions 212 is provided with image-pick-up switching means 222 comprised by the movable mirror 220 arranged in the optical path of the photographed-object image transmitted to the eye-piece part 206 of an endoscope, and the driver 221 which drives the movable mirror 220.

A camera is switched to the fluorescent object for an observation, and a usual observation by switching the angle of the movable mirror 220 selectively.

The photographed-object image obtained by the endoscope 201 is guided to the usual camera for an observation 213, or the fluorescent camera for an observation 214.

[0159]

前記内視鏡 201, 受光用アダプタ 212, 蛍光観察用カメラ 214 を含んで蛍光収集手段が構成されている。

Fluorescent collection means is comprised including the above-mentioned endoscope 201, the adapter for light receptions 212, and the fluorescent camera for an observation 214.

【0160】

前記通常観察用カメラ 213 にはカメラコントロールユニット (CCU) 223 が接続され、CCD 215 の出力の撮像信号 (通常画像信号) が入力されて CCU 223 で信号処理がなされ、通常観察画像のビデオ信号が生成されるようになっている。

[0160]

The camera control unit (CCU) 223 is connected to the above-mentioned usual camera for an observation 213.

The image-pick-up signal (usual image signal) of the output of CCD 215 is input, and a signal processing is formed by CCU 223.

The video signal of a usual observation image generates.

【0161】

前記蛍光観察用カメラ 214 には蛍光画像処理手段としての蛍光画像処理装置 224 が接続され、CCD 219 の出力の撮像信号 (蛍光画像信号) が入力されて蛍光画像処理装置 224 で信号処理がなされ、蛍光観察画像のビデオ信号が生成されるようになっている。

[0161]

The fluorescent image processor 224 as fluorescent image-processing means is connected to the above-mentioned fluorescent camera for an observation 214.

The image-pick-up signal (fluorescent image signal) of the output of CCD 219 is input, and a signal processing is formed by the fluorescent image processor 224. The video signal of a fluorescent observation image generates.

【0162】

また、各部の動作タイミングを制御するタイミングコントローラ 225 が設けられ、配光用アダプタ 208 のドライバ 210, 受光用アダプタ 212 のドライバ 221, 回転フィルタ 216 の駆動用モータ 217, 及び蛍光画像処理装置 224 へタ

[0162]

Moreover, the timing controller 225 which controls timing of each part of operation is provided.

A timing-control signal is sent out to the driver 210 of the adapter for light distributions 208, the driver 221 of the adapter for light receptions 212, the motor for a drive 217 of the rotation filter 216, and the fluorescent image processor

イメージ制御信号を送出するよ 224.
うになっている。

【0163】

前記CCU 223及び蛍光画像処理装置224は画像切換え手段としてのビデオスイッチャ226に接続され、通常観察手段により得られるCCU 223の出力の通常観察画像信号と蛍光観察手段により得られる蛍光画像処理装置224の出力の蛍光観察画像信号とがビデオスイッチャ226によって選択的に切換えられるようになっている。ビデオスイッチャ226には、手動により画像切換え制御を行うためのフットスイッチ227と、蛍光画像処理装置224において信号処理される蛍光画像信号を基に励起光より長い波長の蛍光光量を検出して病変部位の識別信号を生成し、この病変部位の識別信号を出力して自動的に画像切換え制御を行うためのビデオスイッチングコントローラ228とが接続されている。ビデオスイッチャ226の出力端にはモニタ229が接続され、ビデオスイッチャ226によって選択された蛍光観察画像信号または通常観察画像信号がモニタ229に入力されて蛍光観察画像または通常観察画像が表示されるようになっている。

[0163]

Above-mentioned CCU 223 and the above-mentioned fluorescent image processor 224 are connected to the video switcher 226 as image switching means.

The usual observation image signal of the output of CCU 223 obtained by usual observation means and the fluorescent observation image signal of the output of the fluorescent image processor 224 obtained by fluorescent observation means switch selectively by the video switcher 226.

In the video switcher 226, the fluorescent quantity of light of a wavelength longer than excitation light is detected to a group the fluorescent image signal by which a signal processing is performed to the foot switch 227 for a manual operation performing an image switching control in the fluorescent image processor 224, and the identification signal of a disease part is generated.

The video switching controller 228 for outputting the identification signal of this disease part and performing an image switching control automatically is connected.

A monitor 229 is connected to the output end of the video switcher 226.

The fluorescent observation image signal chosen by the video switcher 226 or a usual observation image signal is input into a monitor 229, and a fluorescent observation image or a usual observation image displays.

【 0 1 6 4 】

本例の蛍光診断治療装置において観察を行う際には、タイミングコントローラ 225 からのタイミング制御信号の指示によって、配光用アダプタ 208、受光用アダプタ 212 によりそれぞれ光源及びカメラを切り換え、蛍光観察または通常観察を選択する。このとき、タイミングコントローラ 225 によって、蛍光画像処理装置 224 内での処理と、配光用アダプタ 208 の可動ミラー 209、受光用アダプタ 212 の可動ミラー 220、蛍光観察用カメラ 214 の回転フィルタ 216 の各動作との同期がとられる。

【 0 1 6 5 】

配光用アダプタ 208 は、ドライバ 210 によって可動ミラー 209 を駆動することにより、通常観察用光源装置 203 のランプ 203a からの白色照明光と励起用レーザ装置 202 からの励起光とを切り換え、内視鏡 201 のライトガイド 204 に導光する。配光用アダプタ 208 から導かれた光は、ライトガイド 204 を通って内視鏡 201 の先端部まで伝送され、前方の観察対象部位へ向かって照射される。観察対象部位からの戻り光は、通常観察像あるいは蛍

[0164]

When observing in the fluorescent-diagnosis treatment apparatus of the example of this, a light source and a camera are respectively switched by the adapter for light distributions 208, and the adapter for light receptions 212 the indication of the timing-control signal from the timing controller 225.

A fluorescent observation or a fluorescent usual observation is chosen.

At this time, the synchronisation with a process within the fluorescent image processor 224 and each operation of the movable mirror 209 of the adapter for light distributions 208, the movable mirror 220 of the adapter for light receptions 212, and the rotation filter 216 of the fluorescent camera for an observation 214 is taken by the timing controller 225.

[0165]

The adapter for light distributions 208 switches the white illumination light from lamp 203a of the usual light source device for an observation 203, and the excitation light from the laser apparatus for excitation 202 by driving the movable mirror 209 by the driver 210.

A light-guide is performed to the light guide 204 of an endoscope 201.

The light guided from the adapter for light distributions 208 is transmitted to the point of an endoscope 201 through a light guide 204.

It is irradiated toward the front part for an observation.

The return light from the part for an observation is transmitted to the eye-piece part

光観察像として、内視鏡 201 内を挿通するイメージガイド 205 により手元側の接眼部 206 まで伝送される。

206 at the side of a hand as a usual observation image or a fluorescent observation image by the image guide 205 which passes through the inside of an endoscope 201.

【0166】

受光用アダプタ 212 は、ドライバ 221 によって可動ミラー 220 を駆動することにより、内視鏡 201 の接眼部 206 からの像を出力するカメラを切り換え、通常観察像を通常観察用カメラ 213 へ、蛍光観察像を蛍光観察用カメラ 214 へ導く。

[0166]

The adapter for light receptions 212 switches the camera which outputs the image from the eye-piece part 206 of an endoscope 201, by driving the movable mirror 220 by the driver 221.

A usual observation image is guided to the usual camera for an observation 213, and a fluorescent observation image is guided to the fluorescent camera for an observation 214.

【0167】

白色光の通常観察用照明光で照明された被写体像(通常観察像)は、通常観察用カメラ 213 において内蔵された CCD 215 により撮像される。そして、通常画像の撮像信号が CCU 223 へ伝送されて信号処理され、通常観察画像信号としてビデオスイッチャ 226 へ送出される。

[0167]

The photographed-object image (usual observation image) illuminated with the usual illumination light for an observation of white light is picked up by CCD 215 built in the usual camera for an observation 213.

And, the image-pick-up signal of a usual image is transmitted to CCU 223, and a signal processing is performed.

It is sent out as a usual observation image signal to the video switcher 226.

【0168】

励起光を照射することによって得られる被検部位の蛍光像(蛍光観察像)は、蛍光観察用カメラ 214 において、回転フィルタ 216 により前記 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ の波長帯域の蛍光成分が透過され、イメージインテンシファイ

[0168]

In the fluorescent camera for an observation 214, as for the fluorescent image (fluorescent observation image) of the tested part obtained by irradiating excitation light, the transmission of the fluorescent component of above-mentioned $\lambda 1$ and the wavelength band of $\lambda 2$ is performed with the rotation filter 216.

ア 2 1 8 で蛍光像が光増幅されて CCD 2 1 9 で撮像される。そして、蛍光画像の撮像信号が蛍光画像処理装置 2 2 4 で信号処理され、蛍光観察画像信号としてビデオスイッチャ 2 2 6 へ送出される。前記回転フィルタ 2 1 6 により分離された $\lambda 1$, $\lambda 2$ の 2 つの波長帯域の蛍光成分は、正常部位と病変部位とで蛍光強度が異なっている。すなわち正常部位と病変部位とでは蛍光スペクトル強度が異なるようになっており、蛍光画像処理装置 2 2 4 における信号処理により正常部位と病変部位とが区別された蛍光観察画像が生成される。

【0169】

ビデオスイッチャ 2 2 6 に入力された通常観察画像及び蛍光観察画像の 2 つの画像は、ビデオスイッチングコントローラ 2 2 8 からの病変部位の識別信号によって切り換えられ、例えば被検部位の蛍光像から病変部位が検出されたときは蛍光観察画像が、その他の場合には通常観察画像がモニタ 2 2 9 へ出力され、モニタ 2 2 9 に通常観察画像または蛍光観察画像が表示される。なお、ビデオスイッチャ 2 2 6 は、前記識別信号により通常観察画像または蛍光観察画

Optical amplification of the fluorescent image is performed by the image intensifier 218, and it picks up by CCD 219.

And, the signal processing of the image-pick-up signal of a fluorescent image is performed by the fluorescent image processor 224.

It is sent out as a fluorescent observation image signal to the video switcher 226.

As for the fluorescent component of $\lambda 1$ isolated with the above-mentioned rotation filter 216, and 2 wavelength bands of $\lambda 2$, the fluorescence intensity is different by the normal part and the disease part. That is, a fluorescent spectral intensity is different by the normal part and the disease part. The fluorescent observation image from which the normal part and the disease part were differentiated by the signal processing in the fluorescent image processor 224 is generated.

[0169]

2 images, the usual observation image input into the video switcher 226 and fluorescent observation image, are switched with the identification signal of the disease part from the video switching controller 228.

For example, when a disease part is detected from the fluorescent image of a tested part, in the case of others, a usual observation image is outputted a fluorescent observation image to a monitor 229.

A usual observation image or a fluorescent observation image is displayed by the monitor 229. In addition, the video switcher 226 chooses a usual observation image or a fluorescent observation image with an above-

像を選択して出力するが、フットスイッチ 227 の指示によっても画像の切り換えができるようになっている。

【0170】

本例の蛍光診断治療装置において、蛍光診断しながらレーザー照射治療を行う場合には、治療用レーザー装置 230 に接続されたレーザープローブ 231 を内視鏡 201 のチャンネル 232 に挿通して内視鏡先端部より突出させ、治療用レーザー装置 230 からの治療用レーザー光を病変部等の治療目的部位へ照射する。このレーザー照射により、レーザー照射部位は変性または凝固、蒸散し、治療処置がなされる。

【0171】

このとき、蛍光観察用カメラ 214 において、イメージインテンシファイア 218 の前方にはイメージインテンシファイア 218 を保護するための治療用レーザーカットフィルタ 233 が配置されており、この治療用レーザーカットフィルタ 233 によって治療用レーザー光の波長帯域の成分が除去され、治療用レーザー光の反射光によりイメージインテンシファイア 218 が損傷を受けることを防止できるようにしている。なお、治療用レーザー

mentioned identification signal, and outputs.

However, it has come to be able to perform switching of an image also by the indication of foot switch 227.

[0170]

When performing a laser irradiation treatment, performing fluorescent diagnosis in the fluorescent-diagnosis treatment apparatus of the example of this, the laser probe 231 connected to the laser apparatus for treatments 230 is passed through to the channel 232 of an endoscope 201, and it is made to project from an endoscope point. The laser light for treatments from the laser apparatus for treatments 230 is irradiated to the treatment objective parts, such as a disease part. A laser irradiation part modifies by this laser irradiation. Or it performs a coagulate and a transpiration.

A treatment is formed.

[0171]

At this time, the laser cut filter for treatments 233 for protecting the image intensifier 218 ahead of the image intensifier 218 is arranged in the fluorescent camera for an observation 214.

The component of the wavelength band of the laser light for treatments is removed by this laser cut filter for treatments 233.

It enables it to prevent that the image intensifier 218 receives damage by the reflected light of the laser light for treatments.

In addition, the light of the wavelength band which is different from the fluorescent wavelength of the fluorescent observation

光は、前述したように励起光による蛍光観察像の蛍光波長とは異なる波長帯域の光が用いられ、蛍光観察像に影響を与えないようになっている。

【0172】

レーザプローブ231からの治療用レーザ光の照射位置は、例えば内視鏡201のチャンネル232の開口部の延長線上で蛍光観察像における所定の位置に照射されるようになっている。なお、レーザプローブ231の先端部を湾曲可能として、蛍光観察しながら所望の位置に治療用レーザ光を照射できるようにしても良い。

【0173】

治療用レーザ光によるレーザ照射部位は励起光を照射しても蛍光を発しなくなるため、観察対象部位の蛍光画像は、正常部、病変部に加えて、レーザ光による被照射部（処置部）の3つの部分に蛍光の状態（蛍光スペクトル強度）によって分離される。

【0174】

本例では、モニタ229上の蛍光観察画像を、例えば、正常部を緑、病変部（疾患による異常部）を赤、レーザ照射されて蛍光のない処置部を白または黒な

image by excitation light as the laser light for treatments was mentioned above is used.

A fluorescent observation image is affected.

[0172]

The irradiation position of the laser light for treatments from the laser probe 231 is irradiated to the position in a fluorescent observation image, for example, on the extension wire of the aperture of the channel 232 of an endoscope 201.

In addition, the curvature of the point of the laser probe 231 is enabled, and you may enable it to irradiate the laser light for treatments to a desired position, performing a fluorescence observation.

[0173]

Since it stops emitting a fluorescence even when the laser irradiation part by the laser light for treatments irradiates excitation light, in addition to a normal part and disease part, the fluorescent image of the part for an observation is isolated by the three part of the irradiated part (treatment part) by the laser light according to fluorescent condition (fluorescent spectral intensity).

[0174]

At the example of this, it is a normal part green in the fluorescent observation image on a monitor 229, for example. It is red a disease part (abnormal part by the illness). By performing laser irradiation and respectively

どの正常部や病変部とは異なる色でそれぞれ疑似カラー表示することにより、レーザ照射による処置状態が蛍光観察画像上に表示され、容易に処置状態を把握することが可能であり、病変部を検出して病変部と処置部とを判断しながらレーザ照射処置ができる。

【0175】

以上のように、蛍光診断装置の蛍光観察用カメラにおいてイメージインテンシファイアの光路前方に治療用レーザカットフィルタを設け、蛍光診断用内視鏡のチャンネルにレーザプローブを挿通可能としたことにより、本例の構成で蛍光診断用内視鏡を介して蛍光診断をしながら、治療用レーザ光による凝固、蒸散等の治療が行うことが容易に可能となる。また、蛍光観察画像において正常部と異常部とを識別可能にするのに加えて、レーザ照射による治療処置部位を正常部や異常部とは異なる色で疑似カラー表示することにより、治療処置部位が容易に識別でき、処置状態を確認しながら確実にレーザ照射治療処置を行うことが可能となる。

performing the pseudo colour display of the fluorescent treatment part which is not, by the colour different from normal parts, such as white or black, or a disease part, treatment condition by laser irradiation is displayed on a fluorescent observation image.

It is possible to understand treatment condition easily. A laser irradiation treatment is made, detecting a disease part and judging a disease part and a treatment part.

[0175]

As mentioned above, in the fluorescent camera for an observation of fluorescent-diagnosis apparatus, the laser cut filter for treatments is provided ahead of the optical path of an image intensifier. It can perform easily that treatments, such as the coagulate by the laser light for treatments and a transpiration, perform, making fluorescent diagnosis to the channel of the endoscope for fluorescent diagnosis via the endoscope for fluorescent diagnosis with the component of this example by having enabled the passing through of a laser probe.

Moreover, in addition to making possible the identification of a normal part and an abnormal part in a fluorescent observation image, by performing the pseudo colour display of the treatment part by laser irradiation by the colour different from a normal part or an abnormal part, the identification of the treatment part can be done easily.

A laser irradiation treatment can be performed reliably and easily, confirming treatment condition.

【0176】

図20は蛍光観察とレーザー治療とが同時に可能な蛍光診断治療装置の第2の実施例に係る装置の全体構成を示す構成説明図である。

[0176]

Fig. 20 is a component explanatory drawing in which a fluorescent observation and a laser treatment show the entire component of the apparatus based on the 2nd example of simultaneously possible fluorescent-diagnosis treatment apparatus.

【0177】

第2の実施例は、図19の第1の実施例の装置構成に治療用レーザー光の出射を蛍光観察画像の状態により制御する機能構成を加えたものである。蛍光観察用カメラ214で撮像された蛍光画像の撮像信号を処理する蛍光画像処理装置224は、治療用レーザー装置230にも接続され、蛍光画像処理装置224より治療用レーザー装置230へレーザー出射制御信号が送出されるようになっている。

[0177]

A 2nd example adds the function component which controls the radiation of the laser light for treatments by condition of a fluorescent observation image to the apparatus component of the 1st example of Fig. 19.

The fluorescent image processor 224 which processes the image-pick-up signal of the fluorescent image picked up with the fluorescent camera for an observation 214 is connected also to the laser apparatus for treatments 230. A laser radiation control signal sends out from the fluorescent image processor 224 to the laser apparatus for treatments 230.

【0178】

その他の部分の構成は図19の第1の実施例と同様であり、説明を省略する。

[0178]

The component of other parts is the same as that of the 1st example of Fig. 19.

Explanation is abridged.

【0179】

励起用レーザー装置202からの励起光を観察対象部位へ照射し、生体組織の蛍光像を蛍光観察用カメラ212で撮像して蛍光画像処理装置224により信号処理を行って蛍光観察画像を生成し、蛍光観察画像をモニタ

[0179]

The excitation light from the laser apparatus for excitation 202 are irradiated to the part for an observation.

The fluorescent image of an living body tissue is picked up with the fluorescent camera for an observation 212, the fluorescent image processor 224 performs a signal processing,

229に表示して蛍光観察、診断を行う。このように蛍光診断を行いながら、治療用レーザー装置230からの治療用レーザー光を内視鏡201を介してレーザープローブ232の先端より目的部位へ照射し、レーザー照射治療を行う。

and a fluorescent observation image is generated. A fluorescent observation image is displayed to a monitor 229, and a fluorescent observation and a diagnosis are performed.

Thus the laser light for treatments from the laser apparatus for treatments 230 is irradiated from the end of the laser probe 232 to the objective part via an endoscope 201, performing fluorescent diagnosis.

A laser irradiation treatment is performed.

【0180】

蛍光観察画像は、例えば前述の第1の実施例と同様に正常部が緑、病変部が赤、レーザー照射されて蛍光のない処置部が白または黒などの正常部や病変部とは異なる色でそれぞれ疑似カラー表示され、この蛍光観察画像を観察して蛍光診断しながら治療用レーザー光を出射する。

[0180]

A normal part is green, for example, as the above-mentioned 1st example in a fluorescent observation image. A disease part is red. A pseudo colour display is respectively performed by the colour in which laser irradiation is performed and the fluorescent treatment part which is not is different from normal parts, such as white or black, or a disease part.

The laser light for treatments is radiated, observing and performing fluorescent diagnosis of this fluorescent observation image.

【0181】

このとき、蛍光画像処理装置224によって、得られた処置部位の蛍光観察画像より病変部の範囲や処置状態を判断し、蛍光観察画像の状態によりレーザー出射制御信号を出力して治療用レーザー装置230の出射を制御する。

[0181]

At this time, the range and the treatment condition of a disease part are judged from the fluorescent observation image of the obtained treatment part by the fluorescent image processor 224.

A laser radiation control signal is outputted according to the condition of a fluorescent observation image, and the radiation of the laser apparatus for treatments 230 is controlled.

【0182】

[0182]

蛍光診断により、病変部の範囲が確認され、その範囲をレーザー照射治療していくが、このとき、レーザー照射により病変部はだんだん減少していき、モニター 229 の蛍光観察画像上では赤色部が減少し、レーザー被照射部（凝固、蒸散した部分）を示す黒や白色の表示部分となる。病変部を全てレーザー照射すると、ついには病変部を示す赤色部はなくなる。本例では、蛍光観察画像において赤色部（すなわち病変部）がある場合に蛍光画像処理装置 224 から病変部を示す信号があることに基づくレーザー出射制御信号が治療用レーザー装置 230 へ出力され、治療用レーザー装置 230 から治療用レーザー光が出射される。蛍光観察画像において赤色部がなくなり、病変部を示す信号がなくなってレーザー出射制御信号がオフとなると、これを受けて治療用レーザー装置 230 は治療用レーザー光の出射を停止する。

【0183】

このように、蛍光観察画像の状態によって治療用レーザー光の出射を制御することにより、どこが病変部であるかを蛍光観察画

The range of a disease part is confirmed by fluorescent diagnosis.

The laser irradiation treatment of that range is performed.

However, the disease part is gradually reduced by laser irradiation at this time.

A red colour part reduces on the fluorescent observation image of a monitor 229.

It becomes the black which shows the irradiated laser part (a coagulate, part which transpired), and a white display part.

If laser irradiation of all the disease parts is performed, the red colour part which shows a disease part at last will be eliminated.

In this example, when there is a red colour part (namely, disease part) in a fluorescent observation image, the laser radiation control signal based on there being a signal which shows a disease part from the fluorescent image processor 224 is outputted to the laser apparatus for treatments 230.

It radiates the laser light for treatments from the laser apparatus for treatments 230.

A red colour part is eliminated in a fluorescent observation image.

When the signal which shows a disease part is eliminated and a laser radiation control signal is turned off, the laser apparatus for treatments 230 stops the radiation of the laser light for treatments in response to this.

[0183]

Thus, since laser irradiation can be performed automatically, judging where is a disease part by controlling the radiation of the laser light for treatments by condition of a fluorescent

像から判断しながら自動的にレーザー照射を行うことができるため、必要最小限のレーザー照射を行って病変部をレーザー治療処置でき、安全でかつ効率良いレーザー照射治療が可能となる。

observation image from a fluorescent observation image, laser irradiation of necessary minimum is performed and the laser treatment of the disease part can be done.

A safe and efficient laser irradiation treatment is made.

【0184】

その他の作用及び効果は図19の第1の実施例と同様である。

[0184]

Other effects and effects are the same as the 1st example of Fig. 19.

【0185】

図21は蛍光観察とレーザー治療とが同時に可能な蛍光診断治療装置の第3の実施例に係る装置の全体構成を示す構成説明図である。

[0185]

Fig. 21 is a component explanatory drawing in which a fluorescent observation and a laser treatment show the entire component of the apparatus based on the third embodiment of simultaneously possible fluorescent-diagnosis treatment apparatus.

【0186】

第3の実施例は、図20の第2の実施例の装置構成に治療用レーザー光の出射状態により蛍光観察画像と通常観察画像との切換えを制御する機能構成を加えたものである。治療用レーザー光を出射する治療用レーザー装置230は、ビデオスイッチングコントローラ228にも接続され、レーザー出射信号が治療用レーザー装置230よりビデオスイッチングコントローラ228へ送出されるようになっている。

[0186]

A third embodiment adds the function component which controls switching with a fluorescent observation image and a usual observation image by radiation condition of the laser light for treatments to the apparatus component of the 2nd example of Fig. 20.

The laser apparatus for treatments 230 which radiates the laser light for treatments is connected also to the video switching controller 228.

A laser radiation signal sends out from the laser apparatus for treatments 230 to the video switching controller 228.

【0187】

その他の部分の構成は図19の

[0187]

The component of other parts is the same as

第1の実施例と同様であり、説明を省略する。

that of the 1st example of Fig. 19.

Explanation is abridged.

【0188】

蛍光観察、診断を行いながら、治療用レーザ装置230より治療用レーザ光を出射し、レーザ照射治療を行う際に、本例では、レーザ出射時に治療用レーザ装置230からレーザ出射信号をビデオスイッチングコントローラ228に送り、モニタ229に表示する観察画像の切り換えを制御する。ビデオスイッチングコントローラ228は、レーザ出射信号を受けるとビデオスイッチャ226を切り換え制御してモニタ229へ出力する画像信号を可視像である通常観察画像信号に固定し、モニタ229に通常観察画像を表示して蛍光観察画像をオフにする。すなわち、レーザ照射治療中は通常観察画像により治療対象部位を観察するようにする。

[0188]

The laser light for treatments is radiated from the laser apparatus for treatments 230, performing a fluorescent observation and a diagnosis.

When performing a laser irradiation treatment, in this example, a laser radiation signal is sent to the video switching controller 228 from the laser apparatus for treatments 230 at the time of a laser radiation.

Switching of the observation image displayed to a monitor 229 is controlled.

If the video switching controller 228 receives a laser radiation signal, the image signal which the video switcher 226 is switched and controlled and is outputted to a monitor 229 will be fixed to the usual observation image signal which is a visual image.

A usual observation image is displayed to a monitor 229, and a fluorescent observation image is turned OFF.

That is, in a laser irradiation treatment, the part for a treatment is observed by the usual observation image.

【0189】

なおこのとき、図20の第2の実施例と同様に、蛍光画像処理装置224において蛍光観察画像より処置状態（病変部の範囲の変化）を認識し、病変部の信号がなくなったときに治療用レーザ装置230へのレーザ出射

[0189]

In addition in the fluorescent image processor 224, treatment condition (change of the range of a disease part) is recognised from a fluorescent observation image as the 2nd example of Fig. 20 at this time.

When the signal of a disease part is eliminated, the laser radiation control signal to

制御信号をオフとして治療用レーザー光の出射を停止させる。

the laser apparatus for treatments 230 is set to OFF, and the radiation of the laser light for treatments is made to stop.

【0190】

このように、治療用レーザー光の出射状態によって蛍光観察画像と通常観察画像との切換えを制御することにより、治療用レーザー出射時には可視像である通常観察画像をモニタ表示して、治療部位を肉眼観察と同様に観察できると共に治療用レーザー光が観察画像に入ってしまう恐れもなく、術者が安全、確実にレーザー照射治療を行うことができる。

[0190]

Thus, at the time of the laser radiation for treatments, the monitor display of the usual observation image which is a visual image is performed by controlling switching with a fluorescent observation image and a usual observation image by radiation condition of the laser light for treatments.

While a treatment part can be observed as a macro-scopic observation, a possibility that it may go into an observation image does not have a laser light for treatments, either, and an operator can perform a laser irradiation treatment safely and reliably.

【0191】

次に、蛍光観察画像を補正するための赤外面像生成用の光源として赤外光源を用いた蛍光観察装置の構成例を図23に示す。

[0191]

Next, the example of a component of the fluorescent observation apparatus using the source of an infrared-light as a light source for the infrared image generation for performing the correction of the fluorescent observation image is shown in Fig. 23.

【0192】

本例の蛍光観察装置は、通常観察用の白色照明光を供給する通常観察用光源装置の代わりに、赤外観察像を得るための赤外光を発生する赤外光源243aを有する赤外光源手段としての赤外光源装置243を備え、配光用アダプタ208を介して内視

[0192]

The fluorescent observation apparatus of the example of this becomes as follows instead of the usual light source device for an observation which supplies the white illumination light for a usual observation. The source apparatus 243 of an infrared-light as source means of an infrared-light to have infrared light-source 243a which generates the infrared-light for obtaining

鏡 2 4 1 へ赤外照明光を供給するようになっている。

an infrared observation image is provided.

An infrared illumination light is supplied to an endoscope 241 via the adapter for light distributions 208.

【0193】

内視鏡 2 4 1 は、励起用レーザー装置 2 0 2 あるいは赤外光源装置 2 4 3 からの出射光を先端部まで伝達するライトガイド 2 4 4 と、観察像を後端側の接眼部 2 4 6 まで伝達するイメージガイド 2 4 5 とが挿通されており、ライトガイド 2 4 4 が挿通されたユニバーサルコード 2 4 7 端部のライトガイドコネクタ 2 4 7 a が配光用アダプタ 2 0 8 に接続されるようになっている。

[0193]

The light guide 244 which an endoscope 241 transmits the emitted light from the laser apparatus for excitation 202 or the source apparatus 243 of an infrared-light to a point, and the image guide 245 which transmits an observation image to the eye-piece part 246 at the side of a rear end are passed through.

Light-guide connector 247a of universal code 247 edge part where the light guide 244 was passed through connects with the adapter for light distributions 208.

【0194】

蛍光収集手段及び赤外光収集手段となる内視鏡 2 4 1 の接眼部 2 4 6 に装着される受光用アダプタ 2 1 2 には、蛍光観察用カメラ 2 1 4 と赤外観察用カメラ 2 4 8 とが接続され、各々の撮像手段によって赤外観察像及び蛍光観察像が撮像されるようになっている。蛍光観察用カメラ 2 1 4 は蛍光画像処理装置 2 4 9 に接続され、蛍光観察用カメラ 2 1 4 で撮像された蛍光観察像の画像信号が蛍光画像処理装置 2 4 9 へ送られて信号処理されるようになっている。

[0194]

The fluorescent camera for an observation 214 and the camera for an infrared observation 248 are connected to the adapter for light receptions 212 mounted on the eye-piece part 246 of the endoscope 241 functioning as fluorescent collection means and infrared-light collection means. An infrared observation image and a fluorescent observation image pick up by each image-pick-up means.

The fluorescent camera for an observation 214 is connected to the fluorescent image processor 249. The image signal of the fluorescent observation image picked up with the fluorescent camera for an observation 214 is sent to the fluorescent image processor 249,

and performs a signal processing.

【0195】

また、赤外観察用カメラ248はCCU223を介して蛍光画像処理装置249に接続され、赤外観察用カメラ248で撮像された赤外観察像の画像信号はCCU223で信号処理されて蛍光画像処理装置249へ送られ、この赤外面像信号を基に蛍光画像信号が補正されて蛍光観察画像のビデオ信号が生成されるようになっている。蛍光画像処理装置249の出力端はモニター229に接続され、蛍光画像処理装置249の出力の蛍光観察画像がモニター229に表示されるようになっている。

[0195]

Moreover, the camera for an infrared observation 248 is connected to the fluorescent image processor 249 via CCU 223.

The signal processing of the image signal of the infrared observation image picked up with the camera for an infrared observation 248 is performed by CCU 223, and it is sent to the fluorescent image processor 249.

The correction of the fluorescent image signal is performed to a group, and the video signal of a fluorescent observation image generates this infrared image signal.

The output end of the fluorescent image processor 249 is connected to a monitor 229.

The fluorescent observation image of the output of the fluorescent image processor 249 displays to a monitor 229.

【0196】

その他の部分において図19の第1の実施例と同様の構成については同一符号を付して説明を省略する。

[0196]

In other parts, an identical symbol is attached about the same component as the 1st example of Fig. 19, and explanation is abridged.

【0197】

本例の蛍光観察装置において蛍光観察を行う際には、タイミングコントローラ225によって、配光用アダプタ208の可動ミラー209、受光用アダプタ212の可動ミラー220、蛍光観察用カメラ214の回転フィルタ216の各動作の同期

[0197]

When performing a fluorescent observation in the fluorescent observation apparatus of the example of this, a synchronisation of each operation of the movable mirror 209 of the adapter for light distributions 208, the movable mirror 220 of the adapter for light receptions 212, and the rotation filter 216 of the fluorescent camera for an observation 214 is taken by the

をとり、配光用アダプタ 208
及び受光用アダプタ 212 を切
り換え制御して光源及びカメラ
を切り換える。

timing controller 225.

The adapter for light distributions 208 and the
adapter for light receptions 212 are switched
and controlled, and a light source and a camera
are switched.

【0198】

配光用アダプタ 208 は、励起
用レーザ装置 202 からの励起
光と赤外光源装置 243 からの
赤外光とを切り換え、内視鏡 2
41 のライトガイド 244 に導
光する。配光用アダプタ 208
から導かれた光は、ライトガイ
ド 244 を通って内視鏡 241
の先端部まで伝送され、前方の
観察対象部位へ向かって照射さ
れる。観察対象部位からの戻り
光は、蛍光観察像あるいは赤外
観察像として、内視鏡 241 内
を挿通するイメージガイド 24
5 により手元側の接眼部 246
まで伝送される。

[0198]

The adapter for light distributions 208 switches
the excitation light from the laser apparatus for
excitation 202, and the infrared-light from the
source apparatus 243 of an infrared-light.

A light-guide is performed to the light guide
244 of an endoscope 241.

The light guided from the adapter for light
distributions 208 is transmitted to the point of an
endoscope 241 through a light guide 244.

It is irradiated toward the front part for an
observation.

The return light from the part for an
observation is transmitted to the eye-piece part
246 at the side of a hand as a fluorescent
observation image or an infrared observation
image by the image guide 245 which passes
through the inside of an endoscope 241.

【0199】

受光用アダプタ 212 は、内視
鏡 241 の接眼部 246 からの
像を出力するカメラを切り換
え、蛍光観察像を蛍光観察用カ
メラ 214 へ、赤外観察像を赤
外観察用カメラ 248 へ導く。

[0199]

The adapter for light receptions 212 switches
the camera which outputs the image from the
eye-piece part 246 of an endoscope 241.

A fluorescent observation image is guided to
the fluorescent camera for an observation 214,
and an infrared observation image is guided to
the camera for an infrared observation 248.

【0200】

赤外照明光で照明された被写体

[0200]

The photographed-object image (infrared

像（赤外観察像）は、赤外観察用カメラ 248 において内蔵された CCD 215 により撮像され、赤外面像の撮像信号が CCU 223 へ伝送されて信号処理され、赤外面像信号として蛍光画像処理装置 249 へ伝送される。

【0201】

励起光を照射することによって得られる被検部位の蛍光像（蛍光観察像）は、蛍光観察用カメラ 214 において、回転フィルタ 216 により正常部と病変部とで蛍光強度の比率が異なる 2 つの波長帯域の蛍光成分が透過され、イメージインテンシファイア 218 で蛍光像が光増幅されて CCD 219 で撮像される。そして、蛍光画像の撮像信号が蛍光画像処理装置 224 へ伝送される。

【0202】

蛍光画像処理装置 224 において、蛍光観察用カメラ 214 からの蛍光画像信号を信号処理して前述した疑似カラー表示等により正常部位と病変部位とが分離判別可能な蛍光観察画像信号が生成され、蛍光観察画像がモニタ 229 に表示される。

observation image) illuminated with the infrared illumination light is picked up by CCD 215 built in the camera for an infrared observation 248. The image-pick-up signal of an infrared image is transmitted to CCU 223, and a signal processing is performed.

It transmits to the fluorescent image processor 249 as an infrared image signal.

[0201]

The transmission of the fluorescent component of the wavelength band whose fluorescent image (fluorescent observation image) of the tested part obtained by irradiating excitation light is 2 from which the ratio of a fluorescence intensity is different in a normal part and a disease part with the rotation filter 216 in the fluorescent camera for an observation 214 is performed.

Optical amplification of the fluorescent image is performed by the image intensifier 218, and it picks up by CCD 219.

And, the image-pick-up signal of a fluorescent image is transmitted to the fluorescent image processor 224.

[0202]

In the fluorescent image processor 224, the fluorescent observation image signal which a normal part and a disease part can separation distinguish is generated by the pseudo colour display which performed the signal processing of the fluorescent image signal from the fluorescent camera for an observation 214, and mentioned it above.

A fluorescent observation image is displayed

by the monitor 229.

【0203】

赤外光源装置243からの赤外光の照射による赤外観察像は、血流量に比例した輝度レベルの像となるため、この赤外観察像からは被検部位の血流量の大小を示す情報が得られる。蛍光画像は被検部位での血液の影響が大きいいため、血流量によって蛍光診断に誤りが生じる恐れがある。そこで、本例では、蛍光画像処理装置224においてCCU223からの赤外画像信号に基づいて蛍光画像信号を補正し、例えば血流量に応じて信号レベルを減少／増加させて補正することにより、血流量の違いによる影響を補正した蛍光観察画像を生成する。

【0204】

このように、本例によれば、蛍光観察画像において被検部位の血流量の違いによる影響を補正でき、血流量の影響を受けることなく正確な蛍光診断を行うことが可能となる。

【0205】

次に、励起光の導光手段を蛍光

[0203]

Since the infrared observation image by irradiation of the infrared-light from the source apparatus 243 of an infrared-light forms the image of the brightness level proportional to the bloodstream, the information which shows the bloodstream large and small of a tested part is obtained from this infrared observation image.

Since a fluorescent image has the large influence of the blood in a tested part, it has a possibility that an error may result in fluorescent diagnosis by the bloodstream.

Consequently, in this example, the correction of the fluorescent image signal is performed in the fluorescent image processor 224 based on the infrared image signal from CCU 223.

For example, by performing a signal level a reduction or increase depending on the bloodstream, and correcting, the fluorescent observation image which corrected the influence by the difference of the bloodstream is generated.

[0204]

Thus, according to this example, in a fluorescent observation image, the correction of the influence by the difference of the bloodstream of a tested part can be done.

Exact fluorescent diagnosis can be performed, without being influenced of the bloodstream.

[0205]

Next, the example of a component of the

観察用の内視鏡を対象部位へ導くガイド管に設けた蛍光観察装置の構成例を図 24 及び図 25 に示す。図 24 は蛍光観察装置の全体構成を示す構成説明図、図 25 はガイド管の先端部の構成を示す斜視図である。

【0206】

本例の蛍光観察装置は、体腔内に挿入する内視鏡 201 を対象部位へ導くガイド手段としての気管チューブやトラカール等からなるガイド管 251 を備えている。このガイド管 251 には、励起用レーザー装置 202 に接続され該レーザー装置からの励起光を導く導光手段としてのレーザーガイド 252 が手元側から先端部まで挿通されており、励起用レーザー装置 202 からの励起光が導かれるようになっている。図 24 に示すように、レーザーガイド 252 は先端がガイド管 251 の先端面に露呈しており、ここから励起用レーザー装置 202 からの励起光 253 が出射されるようになっている。図 24 に示す構成例では、ガイド管 251 にはレーザーガイド 252 が 4 本挿通され、ガイド管 251 の前方へ一様にレーザー光の励起光 253 を出射できるようにな

fluorescent observation apparatus which provided light-guide means of excitation light in the guide pipe which guides the endoscope for a fluorescent observation to an object part is shown in Fig. 24 and 25.

Fig. 24 is a component explanatory drawing showing the entire component of fluorescent observation apparatus. Fig. 25 is a perspective diagram showing the component of the point of a guide pipe.

[0206]

The fluorescent observation apparatus of this example is provided with the guide pipe 251 which consists of the windpipe tube, the trocar, etc. as guide means which guide the endoscope 201 inserted in an intra-corporeal to an object part.

The laser guide 252 as light-guide means which is connected to the laser apparatus for excitation 202, and guides the excitation light from the laser apparatus to this guide pipe 251 is passed through from a hand side to the point.

The excitation light from the laser apparatus for excitation 202 guide.

As shown in Fig. 24, the end has exposed the laser guide 252 to the end surface of the guide pipe 251.

The excitation light 253 from here laser apparatus for excitation 202 radiate.

The laser guide 252 is passed through by the guide pipe 251 in the example of a component shown in Fig. 24.

It has come to be able to do uniformly the radiation of the excitation light 253 of a laser light ahead of the guide pipe 251.

っている。

【0207】

本例では、光源を切り換える配光用アダプタは設けられておらず、内視鏡201のユニバーサルコード207端部が直接に通常観察用光源装置203に接続され、通常観察用光源装置203からの通常観察用照明光が内視鏡のライトガイド204へ導かれ、内視鏡201の先端部より出射されるようになっている。

[0207]

In the example of this, the adapter for light distributions which switches a light source is not provided, but universal code 207 edge part of an endoscope 201 is directly connected to the usual light source device for an observation 203. The usual illumination light for an observation from the usual light source device for an observation 203 is guided to the light guide 204 of an endoscope. It radiates from the point of an endoscope 201.

【0208】

また、内視鏡201の接眼部206には受光用アダプタ212を介して通常観察用カメラ213及び蛍光観察用カメラ214が接続されており、通常観察用カメラ213で撮像された通常観察像の画像信号を信号処理するCCU223と、蛍光観察用カメラ214で撮像された蛍光観察像の画像信号を信号処理する蛍光画像処理装置224とは、ビデオスイッチャ226に接続されている。ビデオスイッチャ226は、フットスイッチ227からの指示によりCCU223からの通常観察画像信号と蛍光画像処理装置224からの蛍光観察画像信号とを選択的に切り換え、モニタ229へ出力するようになっている。

[0208]

Moreover, the usual camera for an observation 213 and the fluorescent camera for an observation 214 are connected to the eye-piece part 206 of an endoscope 201 via the adapter for light receptions 212.

CCU 223 which performs the signal processing of the image signal of the usual observation image picked up with the usual camera for an observation 213, and the fluorescent image processor 224 which performs the signal processing of the image signal of the fluorescent observation image picked up with the fluorescent camera for an observation 214 are connected to the video switcher 226. The video switcher 226 switches selectively the usual observation image signal from CCU 223, and the fluorescent observation image signal from the fluorescent image processor 224 by the indication from a foot switch 227. It outputs to a monitor 229.

【0209】

本例の蛍光観察装置において蛍光観察を行う際には、体腔内の観察対象部位まで気管チューブやトラカール等のガイド管251を挿通させ、ガイド管251の内腔に内視鏡201の挿入部を挿通させることにより内視鏡201を体腔内に挿入して観察対象部位まで導く。通常観察を行う場合には、内視鏡201のライトガイド204を介して通常観察用光源装置203からの白色の照明光を観察対象部位へ照射し、通常観察用カメラ213で通常観察像を撮像して通常観察画像のビデオ信号を生成する。

【0210】

蛍光観察を行う場合には、ガイド管251に挿通されたレーザガイド252を介して励起用レーザ装置202からの励起光を観察対象部位へ照射し、蛍光観察用カメラ214で蛍光観察像を撮像して蛍光観察画像のビデオ信号を生成する。

【0211】

通常観察画像信号と蛍光観察画像信号とはフットスイッチ227からの指示によりビデオスイ

[0209]

When performing a fluorescent observation in the fluorescent observation apparatus of the example of this, the guide pipes 251, such as a windpipe tube and a trocar, are made to pass through to the part for an observation of an intra-corpora. By making the lumina of the guide pipe 251 pass through the insertion part of an endoscope 201, an endoscope 201 is inserted in an intra-corporeal and it guides to the part for an observation. In performing a usual observation, it irradiates the white illumination light from the usual light source device for an observation 203 to the part for an observation via the light guide 204 of an endoscope 201. A usual observation image is picked up with the usual camera for an observation 213, and the video signal of a usual observation image is generated.

[0210]

In performing a fluorescent observation, it irradiates the excitation light from the laser apparatus for excitation 202 to the part for an observation via the laser guide 252 passed through by the guide pipe 251.

A fluorescent observation image is picked up with the fluorescent camera for an observation 214, and the video signal of a fluorescent observation image is generated.

[0211]

A usual observation image signal and a fluorescent observation image signal are arbitrarily switched by the indication from a foot

ツチャ 226 で任意に切り換えられ、モニタ 229 へ送られて表示される。

switch 227 at the video switcher 226.
It is sent to a monitor 229 and displays.

【0212】

このように、本例では、励起光の導光手段を内視鏡のライトガイドとは別体とし、内視鏡を導くガイド管に設けることにより、広範囲に均一に励起光を照明でき、より良好な蛍光観察画像を得ることができるため、正確な蛍光診断を行うことができる。

[0212]

Thus, in the example of this, light-guide means of excitation light is done as another body with the light guide of an endoscope.

By providing in the guide pipe to which an endoscope is guided, excitation light can be illuminated uniformly broadly.

Since a more favourable fluorescent observation image can be obtained, exact fluorescent diagnosis can be performed.

【0213】

次に、内視鏡のチャンネルに細径の内視鏡を挿入して使用する親子スコープ型の内視鏡を用いた蛍光観察装置の構成例を図 25 に示す。

[0213]

Next, the example of a component of the fluorescent observation apparatus using the main and sub scope type endoscope which inserts and is used the endoscope of a narrow diameter to the channel of an endoscope is shown in Fig. 25.

【0214】

本例の蛍光観察装置は、蛍光観察を行うための内視鏡 260 として、太径の親スコープ 261 と、親スコープ 261 のチャンネルに挿通される細径の子スコープ 262 とを備えている。

[0214]

The fluorescent observation apparatus of the example of this is provided with the parent scope 261 of a big diameter, and the child scope 262 of the narrow diameter passed through by the channel of the parent scope 261 as an endoscope 260 for performing a fluorescent observation.

【0215】

親スコープ 261 は、ユニバーサルコード 263 内に挿通されたライトガイドの端部に白色照

[0215]

The usual light source device for an observation 203 which generates a white illumination light is connected to the edge part of a light guide at

明光を発生する通常観察用光源装置 203 が接続され、手元側の接眼部 264 に通常観察用カメラ 213 が接続されている。通常観察用カメラ 213 には映像信号処理装置 (CCU) 223 が接続され、CCU 223 に内視鏡画像モニタ 265 が接続されており、内視鏡画像モニタ 265 に親スコープ 261 で得られた通常観察画像が表示されるようになっている。

【0216】

子スコープ 262 は、ユニバーサルコード 266 内に挿通されたライトガイドの端部に励起用レーザ装置 202 が接続され、手元側の接眼部 267 に蛍光受光手段となる蛍光観察用カメラ 214 が接続されている。蛍光観察用カメラ 214 には蛍光画像処理装置 224 が接続され、蛍光画像処理装置 224 に蛍光画像モニタ 268 が接続されており、蛍光画像モニタ 268 に子スコープ 262 で得られた蛍光観察画像が表示されるようになっている。

【0217】

本例の蛍光観察装置において観察を行う際には、親スコープ 261 のチャンネルに子スコープ 262 を挿通し、親スコープ 2

which the parent scope 261 was passed through in the universal code 263.

The usual camera for an observation 213 is connected to the eye-piece part 264 at the side of a hand.

The video signal-processing apparatus (CCU) 223 is connected to the usual camera for an observation 213.

The endoscope picture monitor 265 is connected to CCU 223.

The usual observation image obtained by the endoscope picture monitor 265 with the parent scope 261 displays.

[0216]

The laser apparatus for excitation 202 is connected to the edge part of a light guide at which the child scope 262 was passed through in the universal code 266. The fluorescent camera for an observation 214 functioning as fluorescent light-receiving means is connected to the eye-piece part 267 at the side of a hand. The fluorescent image processor 224 is connected to the fluorescent camera for an observation 214. The fluorescent picture monitor 268 is connected to the fluorescent image processor 224. The fluorescent observation image obtained by the fluorescent picture monitor 268 with the child scope 262 displays.

[0217]

When observing in the fluorescent observation apparatus of the example of this, the child scope 262 is passed through to the channel of the parent scope 261.

61を体腔内へ挿入して親スコープ261及び子スコープ262の先端部を観察対象部位へ導く。図25の例では、親スコープ261の挿入部の側方へ開口したチャンネル開口部より子スコープ262を突出させる。そして、親スコープ261により通常観察用照明光を照射して観察対象部位の通常観察像を得て、これを通常観察用カメラ213で撮像し、撮像信号をCCU223で信号処理して通常観察画像を内視鏡画像モニタ265に表示する。

【0218】

また、子スコープ262により励起光を照射して観察対象部位の蛍光観察像を得て、これを蛍光観察用カメラ214で撮像し、撮像信号を蛍光画像処理装置224で信号処理して蛍光観察画像を蛍光画像モニタ268に表示する。

【0219】

このように、蛍光観察に親子スコープ型の内視鏡を用いることにより、細径の子スコープ262で蛍光観察ができ、細い管腔

The parent scope 261 is inserted in an intracorporeal, and the point of the parent scope 261 and the child scope 262 is guided to the part for an observation.

The child scope 262 is made to project from the channel aperture opened to the side of the insertion part of the parent scope 261 in the example of Fig. 25. And, the usual illumination light for an observation is irradiated by the parent scope 261, and the usual observation image of the part for an observation is obtained. This is picked up with the usual camera for an observation 213.

The signal processing of the image-pick-up signal is performed by CCU 223, and a usual observation image is displayed to the endoscope picture monitor 265.

[0218]

Moreover, excitation light are irradiated by the child scope 262, and the fluorescent observation image of the part for an observation is obtained.

This is picked up with the fluorescent camera for an observation 214.

The signal processing of the image-pick-up signal is performed by the fluorescent image processor 224, and a fluorescent observation image is displayed to the fluorescent picture monitor 268.

[0219]

Thus, a fluorescent observation can be performed with the child scope 262 of a narrow diameter by using a main and sub scope type endoscope for a fluorescent observation.

内においても蛍光観察、診断が可能となる。また、通常の内視鏡検査において、他の処置具と同様に蛍光観察用として子スコープを用いることによって、効率の良い内視鏡診断及び治療が可能となる。

A fluorescent observation and a diagnosis can be performed in a thin tubular cavity.

Moreover, in usual endoscopy, an efficient endoscope diagnosis and an efficient treatment are made by using a child scope as a fluorescent object for an observation as the other treatment tool.

【0220】

[0220]

【付記】

(3-1) 観察対象部位において蛍光を発生させることのできる波長を含む励起光を発生する励起光源手段と、前記励起光源手段からの励起光に基づく観察対象部位の蛍光を集める蛍光収集手段と、生体組織の病変部を処置することのできるエネルギーを有する治療用レーザ光を発生する治療用レーザ発生手段と、前記治療用レーザ光を目的部位まで導くレーザ導光手段と、前記蛍光収集手段によって得られた蛍光像の蛍光スペクトル強度により観察対象部位における正常部位、病変部位、及び前記治療用レーザ光による治療部位を判別可能な蛍光観察画像を生成する蛍光画像処理手段と、を備えた蛍光診断治療システム。

[Additional remark]

(3-1) Pumping-source means to generate the excitation light containing the wavelength which can generate a fluorescence in the part for an observation, Fluorescent collection means to collect the fluorescences of the part for an observation based on the excitation light from above-mentioned pumping-source means, Laser generating means for treatments to generate the laser light for treatments which has the energy which can perform the treatment of the disease part of a living body tissue, Laser light-guiding means to guide the above-mentioned laser light for treatments to the objective part, Fluorescent image-processing means to generate the fluorescent observation image which can distinguish the normal part in the part for an observation, a disease part, and the treatment part by the above-mentioned laser light for treatments by the fluorescent spectral intensity of the fluorescent image obtained by above-mentioned fluorescent collection means, the fluorescent-diagnosis treatment system provided with these.

【0221】

この構成では、励起光源手段からの励起光を観察対象部位へ照射し、蛍光収集手段により観察対象部位の蛍光を集めて蛍光像を得て、この蛍光像の蛍光スペクトル強度により蛍光画像処理手段において観察対象部位における正常部位、病変部位の判別がなされる。また、治療用レーザー発生手段及びレーザー導光手段により目的部位へ治療用レーザー光が照射され、蛍光画像処理手段によって、前記蛍光像の蛍光スペクトル強度により観察対象部位における正常部位、病変部位、及び前記治療用レーザー光による治療部位を判別可能な蛍光観察画像が生成される。これにより、レーザー治療部位を蛍光画像上で判別でき、確実に効率良い蛍光診断、治療が可能となる。すなわち、蛍光像による疾患部位の確実な検出、検出した疾患部位の迅速な処置、及び処置状態の正確な把握を行うことのできる診断・治療システムを実現できる。

【0222】

(3-2) 観察対象部位にお

[0221]

With this component, the excitation light from pumping-source means are irradiated to the part for an observation.

The fluorescences of the part for an observation are collected by fluorescent collection means, and a fluorescent image is obtained. In fluorescent image-processing means, discrimination of the normal part in the part for an observation and a disease part is formed by the fluorescent spectral intensity of this fluorescent image.

Moreover, the laser light for treatments is irradiated by laser generating means for treatments, and laser light-guide means to the objective part.

The fluorescent observation image which can distinguish the normal part in the part for an observation, a disease part, and the treatment part by the above-mentioned laser light for treatments by the fluorescent spectral intensity of an above-mentioned fluorescent image is generated by fluorescent image-processing means. Thereby, a laser treatment part can be distinguished on a fluorescent image.

Reliable and efficient fluorescent diagnosis and a treatment are made.

That is, the diagnostic treatment system which can perform the exact comprehension of the quick treatment of the illness part with the reliable illness part by the fluorescent image detected and detected and treatment condition is realisable.

[0222]

(3-2) Pumping-source means to generate the

いて蛍光を発生させることのできる波長を含む励起光を発生する励起光源手段と、前記励起光源手段からの励起光に基づく観察対象部位の蛍光を集める蛍光収集手段と、生体組織の病変部を処置することのできるエネルギーを有する治療用レーザ光を発生する治療用レーザ発生手段と、前記治療用レーザ光を目的部位まで導くレーザ導光手段と、前記蛍光収集手段によって得られた蛍光像より前記治療用レーザ光の照射部位を判別可能な蛍光観察画像を生成する蛍光画像処理手段と、を備えた蛍光診断治療システム。

【0223】

(3-3) 前記治療用レーザ発生手段は可視光範囲外の波長の治療用レーザ光を発生し、前記蛍光収集手段は、観察対象部位の蛍光の光増幅を行うイメージンテンシファイアを含み、該イメージンテンシファイア光路前方に前記治療用レーザ光の波長を除去するフィルタ手段を有する付記(3-1)記載の蛍光診断治療システム。

excitation light containing the wavelength which can generate a fluorescence in the part for an observation, fluorescent collection means to collect the fluorescences of the part for an observation based on the excitation light from above-mentioned pumping-source means, Laser generating means for treatments to generate the laser light for treatments which has the energy which can perform the treatment of the disease part of a living body tissue, Laser light-guide means to guide the above-mentioned laser light for treatments to the objective part, and fluorescent image-processing means to generate the fluorescent observation image which can distinguish the irradiation part of the above-mentioned laser light for treatments from the fluorescent image obtained by above-mentioned fluorescent collection means, Fluorescent-diagnosis treatment system provided with these.

[0223]

(3-3) Above-mentioned laser generating means for treatments generates the laser light for treatments of the wavelength besides the visible-light range. Above-mentioned fluorescent collection means is a fluorescent-diagnosis treatment system described in an additional remark (3-1) which has filter means to remove the wavelength of the above-mentioned laser light for treatments ahead of the image intensifier optical path, including the image intensifier which performs fluorescent optical amplification of the part for an observation.

【0224】

この構成では、治療用レーザ発生手段からの治療用レーザ光の戻り光は、蛍光収集手段においてイメージインテンシファイアの前方のフィルタ手段によって除去される。一方、励起光による観察対象部位の蛍光は、蛍光収集手段においてフィルタ手段で除去されずにイメージインテンシファイアに導かれ、光増幅される。これにより、レーザ照射治療による蛍光観察画像への影響を防止でき、蛍光診断に影響なくレーザ照射治療ができ、正確な蛍光診断を行うことができる。

【0225】

(3-4) 前記蛍光画像処理手段により、蛍光像の状態によって前記治療用レーザ発生手段のレーザ光の出射を制御する付記(3-1)記載の蛍光診断治療システム。

【0226】

この構成では、蛍光画像処理手段によって、治療用レーザ光の照射により蛍光像において病変部がなくなったことが認識されると、治療用レーザ発生手段のレーザ光の出射が停止するように制御される。これにより、必要最小限のレーザ照射が行われ、

[0224]

With this component, the return light of the laser light for treatments from laser generating means for treatments is removed in fluorescent collection means by filter means ahead of an image intensifier. On the one side, the fluorescence of the part for an observation by excitation light is guided to an image intensifier, without removing with filter means in fluorescent collection means. Optical amplification is performed. Thereby, influence on the fluorescent observation image by the laser irradiation treatment can be prevented.

A laser irradiation treatment is made uninfluential in fluorescent diagnosis.

Exact fluorescent diagnosis can be performed.

[0225]

(3-4) The fluorescent-diagnosis treatment system described in an additional remark (3-1) which controls the radiation of the laser light of above-mentioned laser generating means for treatments according to the condition of a fluorescent image by above-mentioned fluorescent image-processing means.

[0226]

If it is recognised by fluorescent image-processing means that the disease part was eliminated in the fluorescent image by irradiation of the laser light for treatments, it will control by this component for the radiation of the laser light of laser generating means for treatments to stop.

Thereby, laser irradiation of necessary

過度の治療用レーザ光照射の恐れがなく、安全なレーザ照射治療を行うことができる。

minimum is performed. There is no fear of too much laser light irradiation for treatments, and a safe laser irradiation treatment can be performed.

【0227】

(3-5) さらに通常の観察用の照明光によって得られる観察対象部位の通常観察画像を生成する通常観察手段と、該通常観察手段からの通常観察画像と、前記蛍光画像処理手段の出力の蛍光観察画像とを切り換える画像切換え手段とを備え、前記治療用レーザ発生手段のレーザ出射状態によって前記画像切換え手段の切り換えを制御する付記(3-1)記載の蛍光診断治療システム。

[0227]

(3-5) Provide image switching means which switches usual observation means to generate the usual observation image of the part for an observation obtained by the illumination light further for a usual observation, the usual observation image from the usual observation means, and the fluorescent observation image of the output of above-mentioned fluorescent image-processing means. The fluorescent-diagnosis treatment system described in an additional remark (3-1) which controls the switch of above-mentioned image switching means by laser radiation condition of above-mentioned laser generating means for treatments.

【0228】

この構成では、治療用レーザ発生手段のレーザ出射時には、画像切換え手段によって通常観察手段からの通常観察画像に画像が切り換えられる。このように治療用レーザ出射時には通常観察画像を表示することにより、安全なレーザ照射治療を行うことができる。

[0228]

With this component, an image is switched to a usual observation image by image switching means from usual observation means at the time of the laser radiation of laser generating means for treatments.

Thus at the time of the laser radiation for treatments, a safe laser irradiation treatment can be performed by displaying a usual observation image.

【0229】

(3-6) 観察対象部位において蛍光を発生させることので

[0229]

(3-6) Pumping-source means to generate the excitation light containing the wavelength which

きる波長を含む励起光を発生する励起光源手段と、前記励起光源手段からの励起光に基づく観察対象部位の蛍光を集めて蛍光観察像を得る蛍光収集手段と、赤外光を発生する赤外光源手段と、前記赤外光源手段からの赤外光による観察対象部位の赤外観察像を得る赤外光収集手段と、前記赤外光収集手段によって得られた観察対象部位の血流量を示す赤外観察像の画像信号に基づき前記蛍光収集手段により得られた蛍光観察像の画像信号を補正する蛍光画像処理手段と、を備えた蛍光観察装置。

can generate a fluorescence in the part for an observation, fluorescent collection means to collect the fluorescences of the part for an observation based on the excitation light from above-mentioned pumping-source means, and to obtain a fluorescent observation image, Source means of an infrared-light to generate an infrared-light, and infrared-light collection means to obtain the infrared observation image of the part for an observation by the infrared-light from above-mentioned source means of an infrared-light, Fluorescent image-processing means which performs the correction of the image signal of the fluorescent observation image obtained by above-mentioned fluorescent collection means based on the image signal of an infrared observation image which shows the bloodstream of the part for an observation obtained by above-mentioned infrared-light collection means, Fluorescent observation apparatus provided with these.

【0230】

この構成では、赤外光収集手段によって赤外光による観察対象部位の像として血流量を示す赤外観察像が得られ、蛍光画像処理手段によって、前記赤外観察像の画像信号に基づき補正された蛍光観察像の画像信号が生成される。これにより、観察対象部位の血流量の影響によらず正確な蛍光診断を行うことが可能となる。

[0230]

With this component, the infrared observation image in which the bloodstream is shown as an image of the part for an observation by the infrared-light by infrared-light collection means is obtained. The image signal of the fluorescent observation image by which the correction was performed based on the image signal of an above-mentioned infrared observation image as for fluorescent image-processing means is generated. Thereby, it cannot be based on the influence of the bloodstream of the part for an observation, but exact fluorescent diagnosis can be performed.

【0231】

(3-7) 観察対象部位において蛍光を発生させることのできる波長を含む励起光を発生する励起光源手段と、前記励起光源手段からの励起光を観察対象部位へ導く導光手段と、前記導光手段を先端部まで内設した管状のガイド手段と、前記ガイド手段の内腔に挿通され、前記励起光源手段からの励起光に基づく観察対象部位の蛍光を集めて蛍光観察像を得る内視鏡と、を備えた蛍光観察装置。

【0232】

この構成では、ガイド手段内の導光手段によってガイド手段を介して励起光源手段からの励起光が観察対象部位へ照射され、前記ガイド手段に挿通される内視鏡により、励起光に基づく観察対象部位の蛍光が収集されて蛍光観察像が得られる。このように内視鏡を挿通するガイド手段に励起光の導光手段を設けることにより、観察対象部位において広範囲に均一な励起光の照明ができ、より正確な蛍光診断が可能となる。

[0231]

(3-7) The lumina of pumping-source means to generate the excitation light containing the wavelength which can generate a fluorescence in the part for an observation, light-guide means to guide the excitation light from above-mentioned pumping-source means to the part for an observation, tubular guide means which provided internally above-mentioned light-guide means to the point, and above-mentioned guide means passes through.

The endoscope which collects the fluorescences of the part for an observation based on the excitation light from above-mentioned pumping-source means, and obtains a fluorescent observation image, the fluorescent observation apparatus provided with these.

[0232]

With this component, the excitation light from pumping-source means are irradiated via guide means by light-guide means within guide means to the part for an observation.

The fluorescences of the part for an observation based on excitation light are collected by the endoscope passed through by above-mentioned guide means, and a fluorescent observation image is obtained.

Thus by providing light-guide means of excitation light in guide means to pass through an endoscope, the illumination of broadly uniform excitation light is made in the part for an observation.

More exact fluorescent diagnosis is made.

【 0 2 3 3 】

ところで、蛍光観察装置で生体組織が正常組織であるか否かを安定して正確に診断するため、内視鏡などを介して被検部位へ照射する励起光が生体組織に対して均一に照射されると共に、この生体組織から発生する蛍光を均一に受光できるか否かが重要である。しかしながら、生体組織表面の凹凸の激しい腸などの被検部位を蛍光観察する場合、凹凸のある生体組織に励起光を均一に照射することができずまた、生体組織から発生する蛍光を均一に受光することができないため、安定して正確に蛍光観察を行うことが難しかった。また、肝臓など空間部が無い臓器（以下実質臓器と記載）では、生体組織と内視鏡との間に空間部が無いため、励起光を生体組織に照射し、この生体組織から発生する蛍光を受光することができないので、被検部位の蛍光観察を行うことができなかった。

【 0 2 3 4 】

そこで、以下のように蛍光観察装置の内視鏡を構成することによって、凹凸の激しい被検部位や実質臓器内の被検部位などの

[0233]

Incidentally, while the excitation light which irradiate it to a tested part via an endoscope etc. with fluorescent observation apparatus in order to diagnose whether an living body tissue is a normal tissue correctly with stability are uniformly irradiated to an living body tissue, it is essential whether the light reception of the fluorescence generated from this living body tissue can be done uniformly.

However, excitation light cannot be uniformly irradiated to the living body tissue which is irregular in tested parts, such as the intestines with the intense roughness of the living body tissue surface, when fluorescent observing. Moreover, since the fluorescence generated from an living body tissue could not be received uniformly, it was difficult to perform a fluorescent observation correctly with stability. Moreover, in the organ (a below real organ and description) without space parts, such as a liver, in order that there may be no space part between an living body tissue and an endoscope, excitation light are irradiated to an living body tissue.

Because the fluorescence generated from this living body tissue could not be received, the fluorescent observation of a tested part was not able to be performed.

[0234]

Consequently, excitation light are uniformly irradiated to living body tissues, such as the tested part with intense roughness, and the tested part in a real organ, by comprising the

生体組織に励起光を均一に照射して、生体組織から発生する蛍光を均一に受光することによって被検部位の蛍光観察を安定、且つ、正確に行える蛍光観察装置を提供することができる。

【0235】

図26ないし図28は蛍光観察装置の空間形成手段の一実施例に係り、図26は蛍光観察装置の概略構成を示す説明図、図27は蛍光観察装置の内視鏡先端部に取り付けられる空間部形成手段としての透明カバーを示す説明図、図28は空間部形成手段である透明カバーを内視鏡先端部に取り付けた内視鏡の作用を示す説明図である。

【0236】

図26に示すように蛍光観察装置300は、挿入部311に観察光学系312及び照明光学系313を配設したオプティカル式内視鏡（以下内視鏡と記載）3102と、この内視鏡310に照明光を供給する光源装置320と、照明光によって照らされた部位を撮像する撮像装置330などから構成されている。

endoscope of fluorescent observation apparatus as follows. Stability and the fluorescent observation apparatus which can be performed correctly can be offered a fluorescent observation of a tested part by receiving uniformly the fluorescence generated from an living body tissue.

[0235]

Figs. 26 to 28 relate to one example of space formation means of fluorescent observation apparatus. Fig. 26 is an explanatory drawing showing the schematic component of fluorescent observation apparatus. Fig. 27 is an explanatory drawing showing the transparent cover as space part formation means attached in the endoscope point of fluorescent observation apparatus. Fig. 28 is an explanatory drawing showing an effect of the endoscope which attached the transparent cover which is space part formation means in the endoscope point.

[0236]

As shown in Fig. 26, the fluorescent observation apparatus 300 consists of the optical -type endoscope (a below endoscope and description) 3102 which arranged the observation optical system 312 and the illumination optical system 313 to the insertion part 311, the light source device 320 which supplies an illumination light to this endoscope 310, the image-pick-up apparatus 330 which picks up the part illuminated by the illumination light.

【0237】

光源装置320としては内視鏡310の照明光学系313に通常観察用の照明光を供給するキセノンランプ321などを備えた通常観察用光源装置322と、蛍光観察用の例えば、He-Cdレーザ光などを供給する蛍光観察用光源装置323とが備えられている。

[0237]

The usual light source device for an observation 322 which provided the illumination optical system 313 of an endoscope 310 as a light source device 320 with the xenon lamp 321 which supplies the illumination light for a usual observation, and the fluorescent light source device for an observation 323 which is a fluorescent object for an observation, for example, supplies a He-Cd laser light etc. are provided.

【0238】

前記通常観察用光源装置322から出射される照明光は、リレーレンズ321aを介して通常観察用光源装置322が接続された光源用アダプタ325の光学レンズ324aを透過して反射ミラー326で反射され、光学レンズ324cで内視鏡手元側の把持部314の側部から延出してユニバーサルコード315の内部を挿通するライトガイド316の後端面に集光され、前記ライトガイド316の先端側に導かれ照明光学系313から出射されるようになっていく。

[0238]

The illumination light which it radiates from the above-mentioned usual light source device for an observation 322 performs the transmission of the optical-lens 324a of the adapter for light sources 325 to which the usual light source device for an observation 322 was connected via relay lens 321a, and is reflected by the reflecting mirror 326.

It is condensed by the rear-end surface of the light guide 316 which extends from the side part of the holding part 314 at the side of an endoscope hand by optical-lens 324c, and passes through the inside of the universal code 315. It is guided to the end side of the above-mentioned light guide 316, and radiates from the illumination optical system 313.

【0239】

一方、光源用アダプタ325に接続された蛍光観察用光源装置323から出射されるレーザ光は、ライトガイドケーブル323aを介して光源用アダプタ3

[0239]

The laser light which it radiates from the fluorescent light source device for an observation 323 connected to the adapter for light sources 325 on the one side performs the transmission of the optical-lens 324b of the

25の光学レンズ324bを透過し、光学レンズ324cで内視鏡310から延出されたライトガイド316の後端面に集光され、前記ライトガイド316の先端側に導かれ照明光学系313から出射されるようになっている。

【0240】

なお、内視鏡310の把持部側部から延出するユニバーサルコード315は、コネクタ315aを介して光源用アダプタ325に着脱自在に接続されるようになっている。また、光源用アダプタ325によって供給される通常観察用光源装置322からの照明光と蛍光観察用光源装置323で供給される蛍光観察用光源装置323のレーザ光とは、光源用ドライバ327によって駆動する反射ミラー326の角度を照明光切換装置328によって図中実線位置、或は、破線位置のどちらか一方に選択的に切換えることによって、それぞれの照明光を光学レンズ324cを介してライトガイド後端面に集光できるようになっている。

【0241】

すなわち、光源用ドライバ327によって反射ミラー326の位置を図中実線位置に切換えた

adapter for light sources 325 via light-guide cable 323a.

It is condensed by the rear-end surface of the light guide 316 extended from the endoscope 310 by optical-lens 324c.

It is guided to the end side of the above-mentioned light guide 316, and radiates from the illumination optical system 313.

[0240]

In addition, the universal code 315 extended from the side part of the holding part of an endoscope 310 is detachably connected to the adapter for light sources 325 via connector 315a.

Moreover, the illumination light from the usual light source device for an observation 322 supplied by the adapter for light sources 325 and the laser light of the fluorescent light source device for an observation 323 supplied by the fluorescent light source device for an observation 323 become as follows. The angle of the reflecting mirror 326 driven by the driver for light sources 327 in the drawing(s) with the illumination light switching apparatus 328 A continuous-line position, Or, each illumination light can be condensed now to a light-guide rear-end surface via optical-lens 324c by switching to the any one of the broken-line positions selectively.

[0241]

That is, when switching the position of the reflecting mirror 326 to a continuous-line position in the drawing(s) by the driver for light

とき通常観察用光源装置 3 2 2 から出射された通常照明光がライトガイド後端面に集光され照明光学系 3 1 3 から出射し、反射ミラー 3 2 6 の位置を図中破線位置に切換えたとき蛍光観察用光源装置 3 2 3 から出射された蛍光観察用レーザ光がライトガイド後端面に集光される照明光学系 3 1 3 から出射されるようになっている。

sources 327, it is condensed by the light-guide rear-end surface, and the usual illumination light which it radiated from the usual light source device for an observation 322 radiates from the illumination optical system 313.

When switching the position of the reflecting mirror 326 to a broken-line position in the drawing(s), the fluorescent laser light for an observation which it radiated from the fluorescent light source device for an observation 323 radiates from the illumination optical system 313 condensed by the light-guide rear-end surface.

【0242】

そして、内視鏡 3 1 0 の照明光学系 3 1 3 を介して照射される励起光が生体組織に対して均一に照射されると共に、励起光を照射した生体組織から発生する蛍光が内視鏡 3 1 0 の観察光学系 3 1 2 で均一に受光されるよう図 2 7 に示すように、内視鏡 3 1 0 の挿入部先端部に被検部位と内視鏡 3 1 0 の照明光学系 3 1 3 及び観察光学系 3 1 2 との間に空間部を形成する空間部形成手段として空間部 3 7 3 を有する円筒状で励起光及び蛍光を透過する透明カバー 3 7 0 が取り付けられるようになっている。この透明カバー 3 7 0 は、励起用レーザ光及び蛍光に対して透過性のよい例えば、サファイアガラス、石英ガラス、BK-7 などの光学材料やメタクリ

[0242]

And, while the excitation light irradiated via the illumination optical system 313 of an endoscope 310 are uniformly irradiated to a living body tissue, as it indicates that the fluorescence generated from the living body tissue which irradiated excitation light is uniformly received with the observation optical system 312 of an endoscope 310 to Fig. 27, the transparent cover 370 which performs the transmission of excitation light and the fluorescence by the cylindrical shape which considers as space part formation means to form a space part between the illumination optical system 313 of a tested part and the endoscope 310 and the observation optical system 312 at the insertion-part point of an endoscope 310, and has the space part 373 attaches.

To the laser light for excitation, and the fluorescence, for example, this transparent cover 370 is easy to be a transparency, it is

ル樹脂、ポリカーボネート樹脂などの透明樹脂材料で形成されている。

formed with transparent resin material, such as optical material, such as sapphire glass, a quartz glass, and BK-7, and a methacryl resin, polycarbonate resin, etc.

【0243】

なお、透明カバー370を取り付けた内視鏡310を体腔内に挿抜するとき、生体組織に傷を付けることが無いように、透明カバー370の挿入側部に半球状部371を設けたり、後述するように挿入部先端部を略半球状に形成すると共に、手元側の開口372側端部に半球状部371を形成している。また、半球状部371の代わりに傾斜面部（不図示）を形成するようにしてもよい。

[0243]

In addition, when performing the insertion/removal of the endoscope 310 which attached the transparent cover 370 intracorporeally, the hemispherical part 371 is provided in the inserting entrance part of the transparent cover 370 so that there may be no damaging to a living body tissue. Moreover, while forming an insertion-part point in the shape of substantially a hemisphere so that it may mention later, the hemispherical part 371 is formed on aperture 372 edge part at the side of a hand. Moreover, it may be made to form an inclination surface (not shown) instead of the hemispherical part 371.

【0244】

図26に示すように内視鏡310の観察光学系312から延出するイメージガイド317の後端に配設される接眼部318には通常観察用カメラ332及び蛍光観察用カメラ333の二つのカメラを撮像用アダプタ331に接続して構成した撮像装置330が設けられている。

[0244]

The image-pick-up apparatus 330 which connected with the adapter for an image pick-up 331, and comprised the two camera of the usual camera for an observation 332 and the fluorescent camera for an observation 333 is provided in the eye-piece part 318 arranged to the rear end of the image guide 317 extended from the observation optical system 312 of an endoscope 310 as shown in Fig. 26.

【0245】

撮像装置330の二つのカメラ、通常観察用カメラ332及び蛍光観察用カメラ333は、

[0245]

Connection fixation of the two camera, the usual camera for an observation 332 and the fluorescent camera for an observation 333 of

接眼部 318 に固定した撮像用アダプタ 331 に接続固定されている。前記通常観察用カメラ 332 には通常観察用光源装置 322 からの照明光で照射された被検部位を撮像する結像光学系 332a 及び通常観察用 CCD 332b などが配設され、蛍光観察用カメラ 333 には蛍光観察用光源装置 323 からのレーザー光で照射された被検部位を撮像するための回転フィルタ 333a、この回転フィルタ 333a を回転させる駆動用モータ 333b、被検部位の観察画像を結像させる結像光学系 333c、微弱な蛍光内視鏡画像を増強するイメージインテンシファイア（以下 I. I. と略記）333d 及び蛍光観察用 CCD 333e などが配設されている。

【0246】

なお、前記撮像用アダプタ 331 には接眼部 318 に伝送される通常観察用被写体像及び蛍光観察用被写体像を、この撮像用アダプタ 331 に接続された通常観察用カメラ 332 及び蛍光観察用カメラ 333 にそれぞれ対応するように切換え導く、撮像切換装置 334 が設けられている。

the image-pick-up apparatus 330 is performed at the adapter for an image pick-up 331 fixed among the eye-piece part 318.

CCD 332b image-formation optical-system 332a which picks up the tested part irradiated with the illumination light from the usual light source device for an observation 322, and for a usual observation etc. are arranged to the above-mentioned usual camera for an observation 332. Rotation filter 333a for picking up the tested part irradiated with the laser light from the fluorescent light source device for an observation 323 by the fluorescent camera for an observation 333, Motor 333b for a drive which makes this rotation filter 333a rotate, Image-formation optical-system 333c which makes the observation image of a tested part project the image, Image intensifier (below I.I. and abbreviation) 333d which augments a weak fluorescent endoscope image, And fluorescent CCD 333e for an observation etc. is arranged.

[0246]

In addition, it switches and the usual photographed-object image for an observation transmitted to the eye-piece part 318 and the fluorescent photographed-object image for an observation are guided to the above-mentioned adapter for an image pick-up 331 so that it may respectively correspond to the usual camera for an observation 332 connected to this adapter for an image pick-up 331, and the fluorescent camera for an observation 333.

The image-pick-up switching apparatus 334 is provided.

【0247】

この撮像切換装置334は、撮像用ドライバ334aと、この撮像用ドライバ334aによって駆動する反射ミラー334bなどから構成されている。そして、通常照明光が照明光学系313から出射されているとき、撮像用ドライバ334aで反射ミラー334bの位置を図中実線位置に切換えることによって被写体像を通常観察用カメラ332に導き、蛍光観察用レーザー光が照明光学系313から出射されているときには撮像用ドライバ334aによって反射ミラー326の位置を図中破線位置に切換えることによって被写体像が蛍光観察用カメラ333に導かれるようになっている。

【0248】

前記通常観察用カメラ332に導かれた被写体像は、通常観察用CCD332bに結像し、被写体像の電気信号が通常観察用カメラ332に接続されたビデオプロセッサ340に伝送されて画像信号に変換される。また、前記蛍光観察用カメラ333に導かれた被写体像は、蛍光観察用CCD333eに結像し、被写体像の電気信号が蛍光観察用カメラ333に接続された蛍光画像処理装置350の画像処理装置351に伝送されて画像信

[0247]

This image-pick-up switching apparatus 334 consists of reflecting mirror 334b driven by driver 334a for an image pick-up, and this driver 334a for an image pick-up.

And, when radiating the usual illumination light from the illumination optical system 313, a photographed-object image is guided to the usual camera for an observation 332 by switching the position of reflecting mirror 334b to a continuous-line position in the drawing(s) by driver 334a for an image pick-up.

When radiating the fluorescent laser light for an observation from the illumination optical system 313, a photographed-object image guides to the fluorescent camera for an observation 333 by switching the position of the reflecting mirror 326 to a broken-line position in the drawing(s) by driver 334a for an image pick-up.

[0248]

The photographed-object image guided to the above-mentioned usual camera for an observation 332 is project the imaged to usual CCD 332b for an observation.

The electrical signal of a photographed-object image is transmitted to the video processor 340 connected to the usual camera for an observation 332, and is converted into an image signal.

Moreover, the photographed-object image guided to the above-mentioned fluorescent camera for an observation 333 is project the imaged to fluorescent CCD 333e for an observation. The electrical signal of a

号に変換される。そして、画像処理装置 351 及びビデオプロセッサ 340 で変換された画像信号は、同期制御装置 360 に接続されたモニタ 365 に写し出す画像を通常内視鏡画像、或は、蛍光内視鏡画像のどちらか一方に切替えるビデオスイッチャ 361 を介してモニタ画面上に観察画像が写し出されるようになっている。

【0249】

なお、前記照明光切替装置 328、撮像切替装置 334、及びビデオスイッチャ 361 は、同期制御装置 360 に設けたタイミングコントローラ 362 によって同期制御されるようになっている。

【0250】

また、符号 369 は、例えばフットスイッチや手元スイッチなどの切替スイッチであり、同期制御装置 360 のタイミングコントローラ 362 に接続されている。この切替スイッチ 369 は、光源装置 320 のドライバ 327 及び撮像装置 330 のドライバ 334a に接続され、照明光切替装置 328 の反射ミラー 326 及び撮像切替装置 334 の反射ミラー 334b とビデオ

photographed-object image is transmitted to the image processor 351 of the fluorescent image processor 350 connected to the fluorescent camera for an observation 333, and is converted into an image signal.

And, an observation image copies out the image signal converted by the image processor 351 and the video processor 340 on a monitor screen via the video switcher 361 which switches the image copied out on the monitor 365 connected to the synchronous-control apparatus 360 to either a usual endoscope image or a fluorescent endoscope image.

[0249]

In addition, synchronous control of the above-mentioned illumination light switching apparatus 328, the image-pick-up switching apparatus 334, and the video switcher 361 is performed by the timing controller 362 provided in the synchronous-control apparatus 360.

[0250]

Moreover, symbols 369 are change-over switches, such as a foot switch and a hand switch, for example.

It connects with the timing controller 362 of the synchronous-control apparatus 360.

This change-over switch 369 is connected to the driver 327 of a light source device 320, and driver 334a of the image-pick-up apparatus 330.

The reflecting mirror 326 of the illumination light switching apparatus 328, and reflecting mirror 334b of the image-pick-up switching

オスイッチャ 361 とを通常観察状態、或は、蛍光観察状態のどちらか一方に切換えることができるようになっている。

apparatus 334 and the video switcher 361 can be switched now to either usual observation condition or fluorescent observation condition.

【0251】

さらに、蛍光観察用カメラ 333 に配設されている回転フィルタ 333a には例えば、480 ~ 520 nm 帯域用の第 1 のフィルタと 630 nm 以上の帯域用の第 2 フィルタとが配設されている。そして、蛍光観察用光源装置 323 から He-Cd レーザによる紫色光 442 nm を照射して蛍光画像を観察する場合、生体組織からは He-Cd レーザによる紫色光 442 nm より長い波長の自家蛍光が発生し、この蛍光を蛍光観察用カメラ 333 に配設した回転フィルタ 333a の第 1 のフィルタと第 2 のフィルタとで順次撮像することによって蛍光画像が得られるようになっている。

[0251]

Furthermore, the 1st filter for 480-520 nm bands and the 2nd filter for bands 630 nm or more are arranged to rotation filter 333a currently arranged to the fluorescent camera for an observation 333, for example.

And, when 442 nm of the purple lights by the He-Cd laser is irradiated from the fluorescent light source device for an observation 323 and it observes a fluorescent image, from an living body tissue, the home fluorescence of a wavelength longer than 442 nm of the purple lights by the He-Cd laser occurs.

A fluorescent image obtains by sequentially picking up this fluorescence with the 1st filter and the 2nd filter of rotation filter 333a which were arranged to the fluorescent camera for an observation 333.

【0252】

上述のように構成されている蛍光観察装置 300 の作用を説明する。凹凸の激しい生体組織 380 の被検部位 381 を観察する場合、まず、内視鏡 310 を通常観察状態にして体腔内の被検部位近傍に挿入していく。このとき、透明カバー 370 の先端部に半球状部 371 が形成さ

[0252]

An effect of the fluorescent observation apparatus 300 comprised as mentioned above is explained.

When observing the tested part 381 of the living body tissue 380 with intense roughness, first, an endoscope 310 is changed into usual observation condition, and it inserts near the tested part of an intra-corporeal.

At this time, because the hemispherical part

れるので組織に傷を付けることがない。

【0253】

次に、図28に示すように内視鏡310の挿入部先端部に取り付けた透明カバー370の先端面を被検部位周辺の生体組織380に密着させる。このとき、透明カバー370の先端部に半球状部371が形成されるので組織に傷を付けることなく透明カバー先端面が被検部位近傍に密着させることによって凹凸の激しい生体組織380に対して理想的な位置に内視鏡が配置される。

【0254】

この状態で、切換スイッチ369を操作して、光源用アダプタ325に内設されている照明光切換装置328の反射ミラー326及び撮像用アダプタ331に内設されている撮像切換装置334の反射ミラー334bとビデオスイッチャ361とを蛍光観察側に切換えて励起用のHe-Cdレーザ光を蛍光観察用光源装置323から出射する。すると、生体組織380に励起用のHe-Cdレーザ光が照明光学系313、空間部373及び透明カバー370を透過して被検部位近傍を照射し、この生体組織380から蛍光が発生す

371 is formed on the point of the transparent cover 370, it does not damage to a tissue.

[0253]

Next, the end surface of the transparent cover 370 attached in the insertion-part point of an endoscope 310 as shown in Fig. 28 is stuck to the living body tissue 380 tested part peripheral.

At this time, without damaging to a tissue, because the hemispherical part 371 is formed on the point of the transparent cover 370, when a transparent cover end surface makes it adhere near the tested part, an endoscope is arranged on an ideal position to the living body tissue 380 with intense roughness.

[0254]

A change-over switch 369 is operated in this condition.

Reflecting mirror 334b and the video switcher 361 of the image-pick-up switching apparatus 334 which are provided internally to the reflecting mirror 326 and the adapter for an image pick-up 331 of the illumination light switching apparatus 328 which are provided internally to the adapter for light sources 325 are switched to a fluorescent observation side, and the He-Cd laser light for excitation is radiated from the fluorescent light source device for an observation 323.

Then, the He-Cd laser light for excitation performs the transmission of the illumination optical system 313, the space part 373, and the transparent cover 370 to the living body tissue

る。このとき、生体組織 380 から発生する蛍光は、透明カバー 370 及び空間部 373 を介して観察光学系 312 で受光され、モニタ画面上に蛍光観察画像を写し出す。

【0255】

そして、被検部位が正常であるときと異常であるときとは異なるスペクトルの蛍光が発せられるため、このスペクトルの違いから被検部位の疾患状態が診断される。

【0256】

このように、内視鏡の観察光学系及び照明光学系を備えた先端部に空間部形成手段として空間部を有する透明カバーを取り付けることによって、被検部位に透明カバーを密着させて励起光を被検部位近傍に均一に照射することができると共に、内視鏡先端面と被検部位との間隙空間部を一定距離に保つことにより、被検部位から発生する蛍光を均一に受光することができるので、凹凸の激しい被検部位の蛍光観察を安定、且つ、正確に行うことができる。

【0257】

なお、空間部形成手段である透

380, and it irradiates near the tested part.

A fluorescence occurs from this living body tissue 380. At this time, the fluorescence generated from the living body tissue 380 is received with the observation optical system 312 via the transparent cover 370 and the space part 373. A fluorescent observation image is copied out on a monitor screen.

[0255]

And, since the fluorescence of the spectrum which is different in the time when the tested part is normal, and the abnormal time is emitted, illness condition of a tested part is diagnosed from the difference of this spectrum.

[0256]

Thus, by attaching the transparent cover which has a space part as space part formation means in the point provided with the observation optical system and the illumination optical system of an endoscope, while a transparent cover can be stuck to a tested part and excitation light can be uniformly irradiated near the tested part, because the fluorescence generated from a tested part by maintaining the gap space part of an endoscope end surface and a tested part at fixed distance can be received uniformly, a fluorescent observation of the tested part with intense roughness can be performed stably and correctly.

[0257]

In addition, the endoscope which provides the

明カバーを設ける内視鏡は、観察光学系及び照明光学系を先端面に配設した直視型内視鏡に限定されるものではなく、図29に示す側視型内視鏡310aや図30に示す前方斜視型内視鏡310bなどであってもよく、側視型内視鏡310a及び前方斜視型内視鏡310bには先端面を半球状に形成した透明カバー385を設けている。この場合、図31に示すように透明カバー385の側面を被検部位381に密着させることによって凹凸の激しい被検部位の蛍光観察を安定、且つ、正確に行うことができる。

【0258】

また、図32に示すように側視型内視鏡310aや前方斜視型内視鏡310bに設ける空間部形成手段としては、透明部材で形成した両端が開いた管腔部材で形成した透明カバー386であってもよい。この場合、透明カバー386の側面を被検部位に密着させて蛍光観察を行うようにしても凹凸の激しい被検部位の蛍光観察を安定、且つ、正確に行うことができる。

【0259】

さらに、図33及び図34に示すように先端部を尖らせて形成

transparent cover which is space part formation means is not limited to the direct-view type endoscope which arranged the observation optical system and the illumination optical system to the end surface. Side-view type endoscope 310a shown in Fig. 29, It may be perspective type front endoscope 310b shown in Fig. 30.

The transparent cover 385 which formed the end surface hemispherical is provided in side-view type endoscope 310a and perspective type front endoscope 310b.

In this case, a fluorescent observation of the tested part with intense roughness can be performed stably and correctly by sticking side of the transparent cover 385 to the tested part 381, as shown in Fig. 31.

[0258]

Moreover, it may be the transparent cover 386 formed by the tubular-cavity member which the both ends formed by the transparent member opened as space part formation means provided in side-view type endoscope 310a or perspective type front endoscope 310b as shown in Fig. 32.

In this case, even if it sticks side of the transparent cover 386 to a tested part and it is made to perform a fluorescent observation, a fluorescent observation of the tested part with intense roughness can be performed stably and correctly.

[0259]

Furthermore, it has provided in the point of side-view type endoscope 310a or perspective

した透明カバー 387, 388 を空間部形成手段として側視型内視鏡 310a や前方斜視型内視鏡 310b の先端部に設けている。この場合、図 35 に示すように透明カバー先端部を実質臓器 380 に穿刺して、実質臓器内の被検部位 381 と内視鏡先端面部との間に空間部 373 を形成することによって、実質臓器内に励起光を照射して蛍光を受光することが可能となるので、実質臓器の蛍光観察を安定、且つ、正確に行うことができる。

【0260】

図 36 及び図 37 は蛍光観察装置の内視鏡に設ける空間部形成手段の他の実施例に係り、図 36 は空間部形成手段であるバルーンを直視型内視鏡に設けたときの作用を示す説明図、図 37 は空間部形成手段であるバルーンを前方斜視型内視鏡に設けたときの作用を示す説明図である。

【0261】

図 36 に示すように内視鏡 310 の先端部に空間部形成手段として前記透明カバー 370, 385, 386, 387, 388 などを設ける代わりに励起用レーザ光及び蛍光に対して透過性の優れた透明な合成ゴムで形成

type front endoscope 310b, doing the transparent covers 387 and 388 formed by the ability of able to sharpen a point as shown in Fig. 33 and 34 as space part formation means. In this case, as shown in Fig. 35, the tranfix of the transparent cover point is performed to the real organ 380.

Because excitation light can be irradiated and a fluorescence can be received in a real organ by forming the space part 373 between the tested part 381 in a real organ, and an endoscope end surface, a fluorescent observation of a real organ can be performed stably and correctly.

[0260]

Fig. 36 and 37 concerns on the other example of space part formation means provided in the endoscope of fluorescent observation apparatus.

The explanatory drawing showing an effect when Fig. 36 provides the balloon which is space part formation means in a direct-view type endoscope, and Fig. 37 are explanatory drawings showing the effect when providing the balloon which is space part formation means in a front perspective type endoscope.

[0261]

The transparent balloon 390 formed by the penetrable superior transparent synthetic rubber to the laser light for excitation and the fluorescence is provided in the endoscope point instead of providing the above-mentioned transparent covers 370, 385, 386, 387, and 388 etc. in the point of an endoscope 310 as space

した透明バルーン 390 を内視鏡先端部に設けている。なお、符号 391 は糸巻き接着部である。

【0262】

この透明バルーン 390 は、通常状態では図中破線に示すように内視鏡先端部に位置している。このため、内視鏡を体腔内に挿通する際には、蛍光観察装置を通常観察状態にして、目的観察部位に挿通していけばよい。そして、内視鏡 310 が被検部位近傍に到達したとき、内視鏡 310 に設けた図示しないチャンネルを介して透明バルーン内に水や空気などの流体を送り込み、透明バルーン 390 を図中実線に示すように膨張させて、バルーン 390 の一部を被検部位 381 を含む生体組織 380 に密着させる。なお、内視鏡先端部に設ける透明バルーン 390 以外は、蛍光観察装置 300 の構成及び作用は上記実施例と同様であり、同部材には同符号を付して説明を省略する。

【0263】

この状態で切換スイッチ 369 を操作して、蛍光観察装置 300 の光源用アダプタ 325 に内設されている照明光切換装置 3

part formation means, as shown in Fig. 36.

In addition, a symbol 391 is a bobbin-winding jointing.

[0262]

In the usual condition, this transparent balloon 390 is positioned in an endoscope point, as shown in a broken line in the drawing(s).

For this reason, when passing through an endoscope intra-corporeally, fluorescent observation apparatus is changed into usual observation condition.

What is sufficient is just to pass through to the objective observation part.

And, when an endoscope 310 attains near the tested part, fluid, such as water and air, is sent in a transparent balloon via the channel which was provided in the endoscope 310 and not to illustrate. The transparent balloon 390 is expanded as shown in a continuous line in the drawing(s). A part of balloon 390 is stuck to the living body tissue 380 containing the tested part 381. In addition, the component and an effect of the fluorescent observation apparatus 300 are the same as that of an above-mentioned example except transparent balloon 390 provided in an endoscope point.

The said symbol is given to a said-division material, and explanation is abridged.

[0263]

A change-over switch 369 is operated in this condition.

Reflecting mirror 334b and the video switcher 361 of the image-pick-up switching apparatus

28の反射ミラー326及び撮像用アダプタ331に内設されている撮像切換装置334の反射ミラー334bとビデオスイッチャ361とを蛍光観察側に切換えて励起用のHe-Cdレーザー光を蛍光観察用光源装置323から出射する。すると、生体組織に励起用のHe-Cdレーザー光が照明光学系313から空間部392及び透明バルーン390を透過して被検部位近傍に照射され、この生体組織から蛍光が発生する。このとき、生体組織から発生する蛍光は、透明バルーン390及び空間部392を介して観察光学系312で受光され、モニタ画面上に蛍光観察画像が写し出される。被検部位が正常であるときと異常であるときとは異なるスペクトルの蛍光が発せられるため、このスペクトルの違いから被検部位の疾患状態が診断される。

【0264】

このように、内視鏡先端部に空間部形成手段として膨張自在な空間部を有する透明バルーンを配設したことによって、被検部位に透明バルーンの一部を密着させて励起光を被検部位近傍に均一に照射することができる

334 which are provided internally to the reflecting mirror 326 and the adapter for an image pick-up 331 of the illumination light switching apparatus 328 which are provided internally to the adapter for light sources 325 of the fluorescent observation apparatus 300 are switched to a fluorescent observation side, and the He-Cd laser light for excitation is radiated from the fluorescent light source device for an observation 323.

Then, the He-Cd laser light for excitation performs the transmission of the space part 392 and the transparent balloon 390 to an living body tissue from the illumination optical system 313, and it is irradiated near the tested part.

A fluorescence occurs from this living body tissue. At this time, the fluorescence generated from an living body tissue is received with the observation optical system 312 via the transparent balloon 390 and the space part 392. A fluorescent observation image copies out on a monitor screen.

Since the fluorescence of the spectrum which is different in the time when the tested part is normal, and the abnormal time is emitted, illness condition of a tested part is diagnosed from the difference of this spectrum.

[0264]

Thus, as space part formation means to an endoscope point, By having arranged the transparent balloon by which space part is expandable, while a part of transparent balloon can be stuck to a tested part and excitation light can be uniformly irradiated near [tested] the part, because the fluorescence generated from

共に、内視鏡先端面と被検部位との間隙空間を一定距離に保つことによって被検部位から発生する蛍光を均一に受光することができるので、凹凸の激しい被検部位の蛍光観察を安定、且つ、正確に行うことができる。

【0265】

また、図37に示すように透明バルーン390を前方斜視型内視鏡310bに設けることによって管腔内の被検部位近傍に容易に挿通することが可能であると共に、透明バルーン390を膨張させて、バルーン390の一部を被検部位381を含む生体組織380に密着させて容易に蛍光観察を行うことができる。そして、管腔内で透明バルーン390を膨張させることにより、生体組織380が圧迫されて血流量が減少することによって、血流による影響の少ない蛍光観察を行うことができる。

【0266】**【付記】**

(4-1) 通常観察が可能な内視鏡の照明光学系から被検部位に励起光を照射し、この被検部位から発生する蛍光を内視鏡の観察光学系に接続した蛍光観察用撮像装置により撮像して、被

a tested part by maintaining the gap space of an endoscope end surface and a tested part at fixed distance can be received uniformly, a fluorescent observation of the tested part with intense roughness can be performed stably and correctly.

[0265]

Moreover, as shown in Fig. 37, while it is possible to pass through easily near [tested] the part in a tubular cavity by providing the transparent balloon 390 in perspective type front endoscope 310b, the transparent balloon 390 is expanded.

A part of balloon 390 can be stuck to the living body tissue 380 containing the tested part 381, and a fluorescent observation can be performed easily.

And, by expanding the transparent balloon 390 within a tubular cavity, when the living body tissue 380 is pressed and the bloodstream reduces, a few fluorescent observation of the influence by the blood flow can be performed.

[0266]**[Additional remark]**

(4-1) Excitation light are irradiated to a tested part from the illumination optical system of the endoscope in which a usual observation is possible.

It picks up with the fluorescent image-pick-up apparatus for an observation which connected

検部位の変性や癌などの疾患状態を蛍光観察する蛍光観察装置において、前記内視鏡の先端部に励起光及び蛍光を透過する光学材料で形成した空間部形成手段を設け、この空間部形成手段を被検部位に当接、或は、穿刺して、被検部位と内視鏡先端部との間に空間部を形成する蛍光観察装置。

【0267】

上記蛍光観察装置の構成によれば、空間部形成手段によって形成した空間部を介して空間部形成手段を被検部位に密着させることによって励起光を均一に照射可能であると共に、被検部位から発生する蛍光を均一に受光可能である。このように、凹凸の激しい被検部位や実質臓器内の被検部位などの生体組織に励起光を均一に照射することができると共に、生体組織から発生する蛍光を均一に受光することができることによって、安定的、且つ、正確に蛍光観察を行える。

【0268】

(4-2) 前記空間部形成手段

the fluorescence generated from this tested part to the observation optical system of an endoscope.

Space part formation means which formed illness condition, such as the modification of a tested part and cancer, on the point of an above-mentioned endoscope with the optical material which performs the transmission of excitation light and the fluorescence, in the fluorescent observation apparatus to observe is provided. This space part formation means is contacted to a tested part, or is punctured.

The fluorescent observation apparatus which forms a space part between a tested part and an endoscope point.

[0267]

While excitation light can be uniformly irradiated by sticking space part formation means to a tested part via the space part formed by space part formation means according to the component of above-mentioned fluorescent observation apparatus, the light reception is uniformly possible in the fluorescence generated from a tested part.

Thus, while excitation light can be uniformly irradiated to living body tissues, such as the tested part with intense roughness, and the tested part in a real organ, a fluorescent observation can be performed stably and correctly by the ability of able to receive uniformly the fluorescence generated from an living body tissue.

[0268]

(4-2) The fluorescent observation apparatus

が内視鏡先端部に設けられる励起光及び蛍光を透過する透明バルーンである付記（４－１）記載の蛍光観察装置。

described in an additional remark (4-1) which is the transparent balloon which performs the transmission of the excitation light and the fluorescence by which above-mentioned space part formation means is provided in an endoscope point.

【0269】

上記蛍光観察装置の構成によれば、透明バルーンを膨張させて被検部位に密着させることによって、励起光を均一に照射可能であると共に、被検部位から発生する蛍光を均一に得られる。このように、凹凸の激しい被検部位や実質臓器内の被検部位などの生体組織に励起光を均一に照射することが可能になると共に、生体組織を圧迫し血流量を減少させるので血流による影響の少ない蛍光を均一に受光可能となり、安定的、且つ、正確な蛍光観察を行うことができる。

[0269]

While excitation light can be uniformly irradiated by expanding a transparent balloon and making it adhere to a tested part according to the component of above-mentioned fluorescent observation apparatus, the fluorescence generated from a tested part is obtained uniformly. Thus, because an living body tissue is pressed and the bloodstream is made to reduce while excitation light can be uniformly irradiated to living body tissues, such as the tested part with intense roughness, and the tested part in a real organ, a light reception becomes uniformly possible the few fluorescence of the influence by the blood flow.

A stable and exact fluorescent observation can be performed.

【0270】

次に組織までの距離に関係なく、診断するのに適した蛍光像が得られる蛍光観察装置の第１実施例ないし第３実施例を図３８ないし図４５を参照して順次説明する。これらの実施例の背景をまず説明する。

[0270]

Next the 1st example of the fluorescent observation apparatus or the 3rd example from which the fluorescent image suitable for diagnosing is obtained regardless of the distance to a tissue is sequentially explained with reference to Fig. 38 or 45.

The background of these examples are explained first.

【0271】

[0271]

従来の蛍光観察用の光源からは常に一定の光量の励起光が出射され、観察対象部位へ照射される。この為、観察対象部位の状況や対象部位までの距離によっては適切な光量の蛍光が得られず、良好な蛍光観察画像が得られない場合が発生する可能性がある。

【0272】

図38(a)は励起光出射端と対象部位が適切な場合を示し、その時の蛍光強度は図38(c)に示す正常部(実線)、病変部(2点鎖線)のような特性を示す。

【0273】

図38(a)においては図示しない励起用光源からの励起光は、内視鏡491のライトガイド492で導光され、このライトガイド492の先端面からさらにレンズを介して観察対象部位493側に出射される。

【0274】

そして、観察対象部位493の組織等で励起光で励起された蛍光は対物レンズ494によりイメージガイド495の先端面に結像する。ところが、図38(b)のように励起光出射端と対象部位が接近しすぎると、図38

It radiates the excitation light of a quantity of light always fixed from the light source for a conventional fluorescent observation.

It is irradiated to the part for an observation.

For this reason, the case where the fluorescence of a suitable quantity of light is not obtained and a favourable fluorescent observation image is obtained neither according to the situation of the part for an observation nor the distance to an object part may occur.

[0272]

Fig. 38 (a) shows the case where an excitation-light radiation end and an object part are suitable. The fluorescence intensity at that time shows the characteristic such as the normal part (continuous line) shown in Fig. 38 (c), and a disease part (2 point chain line).

[0273]

In Fig. 38 (a), the excitation light from the light source for excitation (not illustrated) are guided light by the light guide 492 of an endoscope 491.

It radiates via the lens furthermore the end surface from of this light guide 492 at the part 493 side for an observation.

[0274]

And, the fluorescence excited by excitation light by the tissue of the part for an observation 493 etc. is project the imaged to the end surface of the image guide 495 with an objective lens 494.

However, if an excitation-light radiation end and an object part approach too much as shown in Fig. 38 (b), as for a dotted line and a

(c) の正常部は点線、病変部は 1 点鎖線のような特性となり、蛍光強度の一部が飽和してしまい、蛍光強度の特性から正常或は病変と判断する場合には誤った情報となってしまう、誤った判断がなされる可能性が高くなる。

【0275】

つまり、飽和していない場合の蛍光強度の特性と同様な演算処理により正常或は病変と判断すると、飽和があると、例えば点線で示す正常部の場合には波長 $\lambda 1$ の蛍光強度が飽和のため相対的に小さくなり、波長 $\lambda 2$ の蛍光強度の差が小さくなってしまう。従ってそれらの比率から正常或は病変と判断すると、病変と誤判断されてしまうことになり問題がある。

【0276】

また、特願平 5-304428 の様に観察対象部位に応じて、常に適切な光量の励起光を照射しても蛍光強度が適切な値であるかどうか分からない。

【0277】

また、体表面に複数の孔を開けて内視鏡や各種医療用器具を体腔内に挿入して手術を行う場合

disease part, the normal part of Fig. 38 (c) will be the characteristic of a dashed line.

A part of fluorescence intensity saturates.

In judging it as a disease, it becomes normal or the mistaken information from the characteristic of a fluorescence intensity.

Possibility that mistaken judgement is formed becomes high.

[0275]

By the calculation process same in other words as the characteristic of the fluorescence intensity in the case of not saturating, if it is judged as a disease, if there is a saturation, normal or since the fluorescence intensity in wavelength $\lambda 1$ is a saturation, in the case of the normal part shown by the dotted line, it will become small relatively.

The difference of the fluorescence intensity of wavelength $\lambda 2$ will become small.

Therefore when judging it as normal or a disease from those ratios, it will be incorrect-judged as a disease and there is a problem.

[0276]

Moreover, even when it irradiates the excitation light of a quantity of light always suitable depending on the part for an observation like Japanese Patent Application No. 5-304428, it does not know whether a fluorescence intensity is suitable value.

[0277]

Moreover, when an endoscope and the various appliances for medical care are inserted in an intra-corporeal and it performs surgery them by

には立体視することにより、術者の操作性を向上させることが考えられるが、蛍光観察の場合にも同様の問題がある。

【0278】

つまり、手術時には手術台の周辺に各種の医療用器具、装置や複数の術者、助手がいることから、通常観察像と蛍光像のモニタをそれぞれ設けることは作業性を低下させてしまうことから問題がある。

【0279】

また、複数の術者が協力して手術を行う場合、モニタであると、特定の術者には見易いがその他の多数の人には見づらくなることがしばしばあり、改善されることが望まれる。

【0280】

以下の第1ないし第3実施例(図39ないし図45)では距離によらず診断に適した蛍光観察画像を得ることが可能な蛍光観察装置を提供することを目的としている。また、術者及び助手等がその位置、姿勢等に殆ど影響されずに、見易い状態で常時通常像とか蛍光像を観察できる蛍光観察装置を提供することも目的としている。

opening a several hole to a body surface, by viewing three-dimensionally can consider improving the operativity of an operator.

However, there is a problem similar also in the case of a fluorescent observation.

[0278]

Since operativity is made to reduce, respectively, providing the monitor of a usual observation image and a fluorescent image in other words, since various medical appliance, apparatus, a several operator, and an assistant are on the periphery of an operation table at the time of surgery has a problem.

[0279]

Moreover, when a several operator co-operates and performs surgery and it is a monitor, although it is legible to a specific operator, there is often that it is difficult to observe in many other persons at it. Improving is desired.

[0280]

In the following the 1st or 3rd examples (Fig, 39 or 45). It aims at offering the fluorescent observation apparatus which it is not based on distance but can obtain the fluorescent observation image suitable for a diagnosis.

Moreover, it is without an operator, an assistant, etc. are almost influenced by that position, the position, etc.

It is also making to offer the fluorescent observation apparatus which can always observe a usual image and a usual fluorescent image in the legible condition into the objective.

【0281】

以下、図面を参照して距離に関係なく、診断に適した蛍光観察画像を得ることができる実施例（及び変形例）を説明する。

[0281]

Hereafter, the example (and modification) which can obtain the fluorescent observation image suitable for a diagnosis regardless of distance with reference to a drawing is explained.

【0282】

距離に無関係に適切な蛍光観察画像を得る蛍光観察装置の第1実施例となる蛍光観察内視鏡装置400は、図39に示すように、体腔内に挿入し疾患部位等の観察部位の通常観察像及び蛍光観察像を得る内視鏡401と、この内視鏡401に第1アダプタ402を介して通常観察用の白色光を供給する通常照明光源403及び波長が λ_0 （例えば350mm～500mm）の励起光（以下、簡単化のため励起光 λ_0 と記す）のレーザ（例えばエキシマレーザ、クリプトンレーザ、He-Cdレーザ、色素レーザ）を供給する蛍光用レーザ装置404と、通常照明光源403のランプ403aからの白色光により内視鏡401で得られた通常観察像を第2アダプタ405を介して撮像する通常TVカメラ406と、蛍光用レーザ装置404からの励起光 λ_0 により内視鏡401で得られた蛍光像を第2アダプタ405を介して高感度で撮

[0282]

The fluorescent observation endoscope apparatus 400 functioning as the 1st example of the fluorescent observation apparatus which obtains a suitable fluorescent observation image independently in distance becomes as follows. The endoscope 401 which inserts in an intra-corporeal and obtains the usual observation image and the fluorescent observation images of an observation part, such as an illness part, as shown in Fig. 39, the laser apparatus for fluorescences 404 whose usual illumination light source 403 and usual wavelength which supply white light for a usual observation to this endoscope 401 via the 1st adapter 402 supply the laser (for example, an excimer laser, a krypton laser, a He-Cd laser, dye laser) of the excitation light (it is hereafter described as excitation-light λ_0 since it is simplification) of λ_0 (for example, 350 mm - 500 mm), the usual TV camera 406 which picks up the usual observation image obtained by the endoscope 401 according to white light from lamp 403a of the usual illumination light source 403 via the 2nd adapter 405, the fluorescent image obtained by the endoscope 401 by excitation-light λ_0 from the laser apparatus for fluorescences 404 becomes as follows via the

像する蛍光像撮像カメラ 407 と、通常 TV カメラ 406 により撮像された通常観察撮像信号を信号処理し通常画像を生成するカメラコントロールユニット (CCU で略記) 408 と、蛍光像撮像カメラ 407 により撮像された蛍光撮像信号を信号処理し蛍光画像を生成する蛍光画像処理装置 409 と、CCU 408 と蛍光画像処理装置 409 からの信号が入力され、画像表示を制御する画像表示制御装置 410 と、この画像表示制御装置 410 により通常観察画像と蛍光画像が表示されるヘッドマウントディスプレイ (HMD で略記) 411 及びモニタ 412 と、この画像表示制御装置 410 を制御する操作を行うためのフットスイッチ 426 と、蛍光画像処理装置 409 からの出力信号により蛍光像撮像カメラ 407 内のイメージインテンシファイア (I. I. で略記) 422 の光増幅のゲインを制御する I. I. 制御手段 427 と、この I. I. 制御手段 427 の出力により警報をする警報手段 428 とを有する。

【0283】

内視鏡 401 は体腔内等に挿入できるプローブとしての細長の挿入部 401a と、この挿入部 401a の後端に設けられた太

2nd adapter 405.

The signal from the fluorescent image image-pick-up camera 407 picked up by the high sensitivity, the camera control unit (it abbreviates by CCU) 408 which performs the signal processing of the usual observation image-pick-up signal picked up with the usual TV camera 406, and generates a usual image, the fluorescent image processor 409 which performs the signal processing of the fluorescent image-pick-up signal picked up with the fluorescent image image-pick-up camera 407, and generates a fluorescent image, and CCU 408 and the fluorescent image processor 409 is input.

The image display control 410 which controls an image display, and the head mount display (it abbreviates by HMD) 411 and the monitor 412 by which a usual observation image and a usual fluorescent image are displayed with this image display control 410, the foot switch 426 for performing operation which controls this image display control 410, I.I. control means 427 to control the gain of the optical amplification of the image intensifier 422 in the fluorescent image image-pick-up camera 407 (it to abbreviate by I.I.) by the output signal from the fluorescent image processor 409, It has warning means 428 which performs a warning by the output of this I.I. control means 427.

[0283]

An endoscope 401 has long and slender insertion-part 401a as a probe which can be inserted in an intra-corporeal etc., operating-part 401b of thick width provided in the rear end

幅の操作部 401b と、この操作部 401b の後端に設けられた接眼部 401c と、操作部 401b から外部に延出されたライトガイドケーブル 401d を有する。

of this insertion-part 401a, eye-piece part 401c provided in the rear end of this operating-part 401b, and light-guide cable 401d extended by the operating-part 401b from exterior.

【0284】

挿入部 401a 内には光を伝送する可撓性のファイババンドルで構成されたライトガイド 415 が挿通され、このライトガイド 415 の後端側はライトガイドケーブル 401d 内を挿通され、このライトガイドケーブル 401d の端部に設けたコネクタ 401e は第 1 アダプタ 402 の光出力部 402a に着脱自在で接続される。

[0284]

The light guide 415 which consisted of the flexible fibre bundle which transmits a light in insertion-part 401a is passed through.

The rear-end side of this light guide 415 -- light-guide cable 401d -- inside is passed through

Connector 401e provided in the this light-guide cable 401d edge part is detachable to optical-power part 402a of the 1st adapter 402, and is connected to it.

【0285】

第 1 アダプタ 402 の第 1 及び第 2 の光入力部には、通常照明光源 403 の光出力部 403b と蛍光用レーザ装置 404 の光出力部 404a とがそれぞれ着脱自在で接続される。

[0285]

Optical-power part 403b of the usual illumination light source 403 and optical-power part 404a of the laser apparatus for fluorescences 404 are respectively detachable among the first and second optical input part of the 1st adapter 402, and are connected to it.

【0286】

そして第 1 アダプタ 402 ではドライバ 413 で可動ミラー 414 を駆動することにより通常照明光源 403 のランプ 403a からの白色光と蛍光用レーザ装置 404 からの励起光 λ_0 を切り換え、内視鏡 401 内を

[0286]

And by the 1st adapter 402, excitation-light λ_0 from white light from lamp 403a of the usual illumination light source 403 and the laser apparatus for fluorescences 404 is switched by driving the movable mirror 414 by the driver 413.

The light-guide of the inside of an endoscope

挿通されたライトガイド415 401 is performed to the light guide 415 passed
に導光するようになっている。 through.

【0287】

例えば、図39において、可動ミラー414が実線の状態に設定された場合には、ランプ403aの白色光が光出力部403b付近のレンズ、可動ミラー414での反射、光出力部402a付近のレンズ402bを経てライトガイド415に導光される。この場合、レーザ装置404からの励起光 λ_0 は可動ミラー414で遮光される。

[0287]

For example, in Fig. 39, when the movable mirror 414 is set as the condition of a continuous line, the light-guide of white light of lamp 403a is performed to a light guide 415 through lens 402b the lens near optical-power part 403b, reflection by the movable mirror 414, and near optical-power part 402a.

In this case, excitation-light λ_0 from the laser apparatus 404 is shaded by the movable mirror 414.

【0288】

また、可動ミラー414が破線で示される位置に設定された場合には、レーザ装置404からの励起光 λ_0 の光がファイバ等の導光部材404bを介して第2の光入力部から第1アダプタ402内に導光され、この励起光 λ_0 は退避状態の可動ミラーで遮光されることなく、レンズ402bを経てライトガイド415に導光される。この場合、ランプ403aの白色光は可動ミラー414で遮光される。

[0288]

Moreover, when the movable mirror 414 is set as the position shown with a broken line, the light-guide of the light of excitation-light λ_0 from the laser apparatus 404 is performed within the 1st adapter 402 from a 2nd light input part via light-guide member 404b, such as fibre.

The light-guide of this excitation-light λ_0 is performed to a light guide 415 through lens 402b, without shading by the movable mirror of retreat condition.

In this case, white light of lamp 403a is shaded by the movable mirror 414.

【0289】

ライトガイド415は第1アダプタ402を経た光を内視鏡401の挿入部401a先端側の

[0289]

A light guide 415 transmits the light which went through the 1st adapter 402 to the end face at the side of the insertion-part 401a end of an

端面に伝送し、さらにレンズを介して先端前方に照射する。照射された光による観察部位からの戻り光は挿入部401aの先端に配置した対物レンズ417によりイメージガイド416の先端面に観察像（通常観察像あるいは蛍光観察像）を結ぶ。そして、この内視鏡401内を挿通された像伝送手段としてのイメージガイド416により内視鏡1の接眼部401c側の端面に伝送される。

【0290】

接眼部401cには第2アダプタ405が着脱自在に接続されており、第2アダプタ405は、ドライバ418で可動ミラー419を駆動することにより通常観察像と蛍光観察像とを切り換え（通常観察像の場合の可動ミラー419の位置は実線、蛍光観察像の場合の可動ミラー419の位置は破線）、通常観察像を通常TVカメラ406に、蛍光像を蛍光像撮像カメラ407に導く。

【0291】

可動ミラー414と419はそれぞれドライバ413と418により同期して駆動され、一方が実線の位置に設定された場合には他方も実線の位置に設定さ

endoscope 401.

Furthermore it irradiates ahead of an end via a lens. The return light from the observation part by the irradiated light is the bind an observation image (a usual observation image or fluorescent observation image) to the end surface of the image guide 416 by the objective lens 417 arranged at the end of insertion-part 401a. And, the image guide 416 as image transmission means passed through in the inside of this endoscope 401 transmits to the end face at the side of eye-piece part 401c of an endoscope 1.

[0290]

The 2nd adapter 405 is detachably connected to eye-piece part 401c.

The 2nd adapter 405 switches a usual observation image and a fluorescent observation image by driving the movable mirror 419 by the driver 418 (the position of the movable mirror 419 in the case of a continuous line and a fluorescent observation image is a broken line in the position of the movable mirror 419 in the case of a usual observation image), and a usual observation image is guided and a fluorescent image is guided to the usual TV camera 406 at the fluorescent image image-pick-up camera 407.

[0291]

The movable mirrors 414 and 419 respectively synchronise by drivers 413 and 418, and are driven.

When one side is set as the position of a continuous line, another side is also set as the

れ、他方が破線の位置に設定された場合には他方も破線の位置に設定される。

position of a continuous line.

When another side is set as the position of a broken line, another side is also set as the position of a broken line.

【0292】

例えば、可動ミラー414と419が実線の位置に設定された場合には、通常照明光で照明された観察対象物側からの反射光が内視鏡401の観察光学系（つまり対物レンズ417、イメージガイド416、接眼レンズ）を経て、第2アダプタ405内に導光される。

[0292]

For example, when the movable mirrors 414 and 419 are set as the position of a continuous line, the reflected light from the observation target-object side illuminated with the usual illumination light should pass the observation optical system (in other words an objective lens 417, the image guide 416, eyepiece) of an endoscope 401. It guides light in the 2nd adapter 405.

【0293】

そして、接眼レンズに対向するレンズ405a、可動ミラー419、この可動ミラー419で変更された光路上に配置されたレンズ、通常TVカメラ406内のレンズ406aを経てCCD420に通常観察像が結ばれる。この通常TVカメラ406に内蔵されたCCD420により撮像された通常観察像に対応する通常観察撮像信号はCCU408に伝送される。

[0293]

And, a usual observation image is connected to CCD 420 through lens 406a in lens 405a opposing to an eyepiece, the movable mirror 419, the lens which was changed by this movable mirror 419 and which was arranged on the optical path, and the usual TV camera 406.

The usual observation image-pick-up signal corresponding to the usual observation image picked up by CCD 420 built in this usual TV camera 406 is transmitted to CCU 408.

【0294】

一方、可動ミラー414と419が破線の位置に設定された場合には、レーザ装置404の励起光 λ_0 がライトガイド415で伝送され、観察対象物側に

[0294]

On the one side, when the movable mirrors 414 and 419 are set as the position of a broken line, excitation-light λ_0 of the laser apparatus 404 is transmitted by the light guide 415.

This excitation-light λ_0 is irradiated at an

はこの励起光 λ_0 が照射され、この励起光 λ_0 で励起された蛍光による蛍光像が内視鏡 401 の観察光学系により、第 2 アダプタ 405 内に導光される。

observation target-object side.

The light-guide of the fluorescent image by the fluorescence excited by this excitation-light λ_0 is performed within the 2nd adapter 405 with the observation optical system of an endoscope 401.

[0295]

：そげて、この導光された蛍光像はレンズ 405 a、このレンズ 405 a に対向するレンズ 405 b、蛍光像撮像カメラ 407 内で、このレンズ 405 b に対向する光路上に配置されたレンズ 407 a、さらに回転フィルタ 421 を介して、高感度撮像を可能にする I. I. 422 で光増幅された後、CCD 423 で撮像される。この CCD 423 で撮像された蛍光撮像信号は蛍光画像処理装置 409 に伝送される。

[0295]

：そげて、(sic) it is picked up by CCD 423, after performing optical amplification of this fluorescent image guided light by I.I. 422 which potentiates a high sensitive image pick-up via the rotation filter 421 furthermore lens 407a opposing to this lens 405b arranged on the optical path within lens 405b opposing to lens 405a and this lens 405a, and the fluorescent image image-pick-up camera 407.

The fluorescent image-pick-up signal picked up by this CCD 423 is transmitted to the fluorescent image processor 409.

[0296]

ここで、図 38 (c) に励起光 λ_0 を照射した時の蛍光特性を示す。例えば 442 nm の励起光 λ_0 で得られる組織の蛍光は、正常部位ではその強度が強く、病変部では、波長の短い側で正常に比べ弱い。つまり、図中の波長 λ_1 、 λ_2 と正常と病変で蛍光強度の比率が異なるので、これらの波長 λ_1 、 λ_2 の画像部分の比率を求めることで病変と正常を区別すること

[0296]

Here, the fluorescent characteristic when irradiating excitation-light λ_0 is shown in Fig. 38 (c). For example, by the normal part, that strength of the fluorescence of the tissue obtained by 442 nm excitation-light λ_0 is strong. Compared to normally and is weak at the side with a wavelength short in a disease part.

Because the ratio of a fluorescence intensity is different from wavelength λ_1 in a diagram, and λ_2 by the disease in it being normal in other words, a disease and the tone are

ができる。そのため、回転フィルタ 421 に設けた 2 つの通過帯域フィルタによりそれぞれ $\lambda 1$, $\lambda 2$ の蛍光像を分離して CCD 422 で撮像するようになっている。

【0297】

そして、図 39 において、可動ミラー 414、419 はタイミングコントローラ 425 により同期してドライバ 413、418 で駆動され、回転フィルタ 421 を回転駆動するモータ 424 の駆動タイミングもタイミングコントローラ 425 により制御されている。

【0298】

画像表示制御装置 410 は、フットスイッチ 426 によっても、モニタ 412 と術者のヘッドに装着される術者装着型表示装置となる HMD 411 に表示される通常画像または蛍光画像の切り換えができるようになっている。尚、HMD 411 は液晶表示デバイスで構成され、シースルー機能も有する。つまり光を透過する表示デバイスに表示するので、術者は眼前の表示により通常画像とか蛍光画像を観察できるし、眼前から視点に移して（つまり液晶表示デバイスを素通しして）、手元側の手術部分等を見ることがもできる。

distinguishable requiring for the ratio of these wavelength $\lambda 1$ and the image part of $\lambda 2$.

Therefore, the fluorescent image of $\lambda 1$ and $\lambda 2$ is respectively isolated with 2 pass-band filters provided in the rotation filter 421, and it picks up by CCD 422.

[0297]

And, in Fig. 39, the movable mirrors 414 and 419 synchronise by the timing controller 425, and are driven by drivers 413 and 418.

Drive timing of the motor 424 which performs the rotation drive of the rotation filter 421 is also controlled by the timing controller 425.

[0298]

The image display control 410 has come to be able to perform the switch of the usual image displayed by HMD 411 which is a monitor 412 and the operator wearing type display device mounted on the head of an operator also by the foot switch 426, or a fluorescent image. In addition, HMD 411 consists of a liquid-crystal display device.

It also has see-through function.

Because a light is displayed in other words to the display device which performs a transmission, an operator can observe a usual image and a usual fluorescent image by the display in sight.

And, a viewpoint can be moved from a view and the surgery part at the side of a hand etc. can also be observed (performing the

transparency of the liquid-crystal display device in other words).

【0299】

次にこの蛍光観察内視鏡装置400の作用を説明する。I. I. 制御手段427では、蛍光画像処理装置409から蛍光強度の強い波長 λ_1 の信号が入力される。そして、予め設定された飽和強度よりも少し小さい限界値と、波長 λ_1 の蛍光強度を比較し、差が大きい時には差が小さくなる様にI. I. 422のゲインを大きくする様に制御電圧を出力する。

[0299]

Next an effect of this fluorescent observation endoscope apparatus 400 is explained.

With I.I. control means 427, the signal of strong wavelength λ_1 of a fluorescence intensity is input from the fluorescent image processor 409.

And, a limitation value somewhat smaller than predetermined saturation strength and the fluorescence intensity of wavelength λ_1 are compared.

When a difference is large, a control voltage is outputted so that a difference may become small and the gain of I.I. 422 may be enlarged.

【0300】

つまり、I. I. 制御手段427の出力によって、I. I. 422のゲインを制御する制御電圧を制御して、結果的にCCD 554の出力信号波形に対し、AGCを行ったように機能させ、蛍光強度の特性が飽和しないで大きな波形レベルとなるようにする。

[0300]

In other words, the control voltage which controls the gain of I.I. 422 is controlled by the output of I.I. control means 427.

It is made to function to the output-signal waveform of CCD 554, as a result, as AGC was performed.

It is set to a large waveform level without the characteristic of a fluorescence intensity saturating.

【0301】

このように蛍光強度を直接検出して飽和せずに、かつ強い蛍光を得ることにより常に正確な蛍光強度 λ_1 、 λ_2 の比率を求めることができる。蛍光強度 λ_1 、 λ_2 の比率に応じて観察対

[0301]

Thus it can require for the ratio of fluorescence-intensity λ_1 always exact and λ_2 by obtaining a strong fluorescence, without detecting a fluorescence intensity directly and saturating it.

By displaying the fluorescent image (imitation

象部位の蛍光像（擬似カラー表示）と通常観察像をモニタ 412 に表示することにより観察対象部位が正常か病変か判断することができる。

colour display) and the usual observation image of the part for an observation to a monitor 412 depending on the ratio of fluorescence-intensity $\lambda 1$ and $\lambda 2$, the part for an observation of whether normal or can judge whether it is a disease.

【0302】

また、蛍光像をHMD 411の右眼用に、通常観察像を左眼用に表示しても良い。更に、蛍光像と通常観察像を重畳してHMD 411に表示しても良い。上記実施例においては、波長 $\lambda 1$ における蛍光強度により、I. 422のゲインを制御するようにしたが、蛍光強度のピーク値を検出してその時のピーク値が限界値を越えないように、I. 422のゲインを制御しても良い。

[0302]

Moreover, a fluorescent image may be displayed to the right eyes of HMD 411, and a usual observation image may be displayed to left eyes. Furthermore, a fluorescent image and a usual observation image may be superimposed and it may display to HMD 411.

In the above-mentioned example, it was made to control the gain of I. 422 by the fluorescence intensity in wavelength $\lambda 1$.

However, the gain of I. 422 may be controlled so that the peak value of a fluorescence intensity is detected and the peak value at that time does not exceed a limitation value.

【0303】

更に、蛍光強度の平均値を用いても良い。また、波長 $\lambda 1$ を用いる時、スペクトルであっても、ある帯域をもっているても良い。また、I. 422のゲインを制御する代わりにI. 422の手前に絞り機構を設けて、この絞り機構の絞りにより、この絞りを通過する蛍光強度を制御しても良い。

[0303]

Furthermore, the mean value of a fluorescence intensity may be used.

Moreover, when using wavelength $\lambda 1$, even if it is a spectrum, it may have a certain band.

Moreover, an aperture mechanism is provided in front of I. 422 instead of controlling the gain of I. 422.

The fluorescence intensity which bypasses this aperture may be controlled by the aperture of this aperture mechanism.

【0304】

[0304]

また、I. I. 422のゲインを最大にした場合等において、蛍光強度が所定量に達しない時には、その信号レベルで判断を行うと、S/Nが小さいため、誤った判断とか、信頼性の低い判断となる可能性が高くなるので、このような場合には警報手段428或は告知手段により術者に知らせる。そして、術者はこの知らせにより出射端を観察対象部位に近づけて蛍光像を得ることにより、S/Nを大きくでき、病変か正常であるかの判断を行うことのできる蛍光像にできる。

【0305】

なお、部分的に蛍光強度が所定量に達しない場合にも、警報手段428でその旨を知らせるようにしても良い。例えば、図38(b)に示すよりもさらに距離を小さく設定した場合において、励起光を照射する範囲が観察系の観察範囲の一部のみになる場合には、検出される蛍光像は一部においては大きな蛍光強度になるが、残りの部分では蛍光強度が殆ど検出されない部分がでてくる。

【0306】

このような状態は、例えばCCD423で得られた蛍光像にお

Moreover, when the gain of I.I. 422 is made into the maximum, when a fluorescence intensity does not reach a predetermined amount, because possibility of becoming mistaken judgement and unreliable judgement will become high since S/N is small if it judges by that signal level, in such a case, you are informed about by warning means 428 or notification means at an operator.

And, an operator can enlarge S/N by bringing a radiation end close to the part for an observation by this notice, and obtaining a fluorescent image.

It is made to the fluorescent image which can judge whether a disease or whether it is normal.

[0305]

In addition, when a fluorescence intensity does not reach a thing in predetermined amount partially, it may be made to inform that purport with warning means 428.

For example, rather than it is shown in Fig. 38 (b), when distance is set up in a small way further, when the range which irradiates excitation light forms a part of observation range of an observation system, the fluorescent image detected becomes a large fluorescence intensity in one part.

However, in the remaining part, the part in which a fluorescence intensity is hardly detected comes out.

[0306]

Such condition becomes as follows. For example, by investigating a distribution of the

ける周辺側の蛍光強度の分布を、CCD 423の出力信号に対して（蛍光画像処理装置409で）調べることにより、判別或は識別できる。そして、このような場合にも、警報手段428で、（例えば蛍光像の一部しか観察できない状態であることとか、さらに距離を大きく設定すべき旨を）知らせるようにしても良い。

【0307】

警報手段428としては音声（ブザーでも可）、ランプの点灯、操作部の振動等によるフィードバック、モニタ412への表示等のいずれでも良い。また、HMD 411に視線検出手段を設けておき、視線を変えることにより、蛍光像と通常観察像を切換えて観察できるようにしても良い。

【0308】

この蛍光観察内視鏡装置400によれば、以下の効果がある。蛍光強度を直接検出してI.I 422のゲインを制御することにより、観察対象部位の状況にかかわらず、常に適切な蛍光強度の比率を求めて正確な診断が可能になる。例えば、図38(b)の様な拡大観察時にもI.I 422のゲインを下げても飽和が生じないように制御するので、

surrounding fluorescence intensity in the fluorescent image obtained by CCD 423 to the output signal of CCD 423 (with fluorescent image processor 409), it can distinguish or identify.

And, also in such a case, it may be made to inform with warning means 428 (for example, that it is in the condition which performed the one part as for the fluorescent image and which cannot be observed and purport which should set up distance largely further).

[0307]

As warning means 428, any, such as the display to the feedback by lighting of an audio (good also at a buzzer) and a lamp, oscillation of an operating part, etc. and the monitor 412, are sufficient.

Moreover, the eyes detector is provided in HMD 411.

You may enable it to observe by switching a fluorescent image and a usual observation image by changing eyes.

[0308]

According to this fluorescent observation endoscope apparatus 400, there are the following effects.

By detecting a fluorescence intensity directly and controlling the gain of I.I 422, irrespective of the situation of the part for an observation, it requires for the ratio of a fluorescence intensity always suitable, and an exact diagnosis can be performed.

For example, an exact diagnosis can be performed because it controls so that the gain

正確な診断ができる。

of I.I. 422 is lowered also at the time of an enlargement observation as shown in Fig. 38 (b) and a saturation does not result.

【0309】

比率を求める波長 λ_1 により制御することで、確実に求める比率の飽和を防止できる。更に、S/Nを低下させることなく、良好な蛍光画像が得られる。HMD 411に表示することにより、術者が姿勢を変えても常に蛍光像と通常観察像を見ることができ、病変部を見逃す可能性を低くできる。

[0309]

By controlling by wavelength λ_1 which requires for a ratio, the saturation of the ratio for which it requires reliably can be prevented.

Furthermore, a favourable fluorescent image is obtained, without making S/N reduce.

By displaying to HMD 411, even if an operator changes a position, a fluorescent image and a usual observation image can always be observed. Possibility of overlooking a disease part can be made low.

【0310】

また、HMD 411を複数設けることにより、複数の術者がいても、全員が常に良好な画像を得ることができる。つまり、姿勢を変えたり位置を変えても、その姿勢とか位置に影響されないで、全員が常に良好な画像を観察できる。

[0310]

Moreover, even if a several operator is by providing HMD 411 multiply, all the members can get an image always favourable.

Even when it changes a position or it changes a position in other words, it performs.

It is without being influenced by that position and position. All the members can observe an image always favourable.

【0311】

なお、助手がいる場合には助手にもHMD 411をそれぞれ装着するようにすれば、術者及び助手全員が常に良好な画像を観察できる。また、HMD 411のシースルー機能を利用すれば、内視鏡や処置具の操作が容易に行え、術者の人数を削減することもできる。

[0311]

In addition, if HMD 411 is respectively mounted also on an assistant when an assistant is, an operator and all assistants can observe an image always favourable.

Moreover, if see-through function of HMD 411 is utilised, operation of an endoscope or a treatment tool can be performed easily.

The number of persons of an operator can also be reduced.

【0312】

なお、例えば画像表示制御装置 410 の出力部にワイヤレスの映像信号送信部を設け、一方、MHD 411 に映像信号受信部及び映像信号再生回路と電源とを設け、HMD 411 を装着する人はワイヤレスで通常画像とか蛍光画像を観察できるようにしても良い。この場合には画像表示制御装置 410 とコードを接続する必要がないので、さらに操作性又は作業性を向上できる。

【0313】

なお、図 39 では図示していないが、内視鏡 401 に処置具を挿通できるチャンネルを設け、必要に応じて、このチャンネルを通した処置具で治療等のための処置を行うようにしても良い。この場合には蛍光像を観察しながらチャンネルを通した処置具で治療等のための処置を行うことができる。

【0314】

図 40 は第 1 実施例の変形例における画像表示制御系部分の構成を示す。図 32 における CCU 408 及び蛍光画像処理装置 409 の出力信号は画像切換手段 466 に入力されると共に、

[0312]

In addition, the video-signal transmitting part of wireless is provided, for example, in the output part of the image display control 410.

On the one side, a video-signal receiving part and a video-signal regenerative circuit, and a power supply are provided in MHD 411.

The person who mounts HMD 411 may enable it to observe a usual image and a usual fluorescent image by wireless.

In this case because a code does not need to be connected with the image display control 410, operativity or operativity can be improved further.

[0313]

In addition, it does not illustrate in Fig. 39.

However, the channel which can pass through a treatment tool is provided in an endoscope 401.

It may be made to perform the treatment for a treatment etc. by the treatment tool which passed through this channel depending on necessity. In this case the treatment for a treatment etc. can be performed by the treatment tool which passed through the channel, observing a fluorescent image.

[0314]

Fig. 40 shows the component of the image display control-system part in the modification of the 1st example.

While the output signal of CCU 408 in Fig. 32 and the fluorescent image processor 409 is input into image switching means 466, it is input

画像合成装置 4 6 7 に入力される。 into the image synthesis apparatus 467.

【 0 3 1 5 】

画像合成装置 4 6 7 は、入力される 2 つの画像を重畳等して 1 つの合成画像にして画像切換手段 4 6 6 に出力する。画像切換手段 4 6 6 は選択スイッチ 4 6 8 が接続され、この選択スイッチ 4 6 8 の操作によって画像表示手段側に出力される画像を切換えたり、表示モードを選択設定できる。その他の構成は図 3 9 と同じ構成である。

[0315]

An overlapping etc. performs 2 images input, and the image synthesis apparatus 467 is made into one synthesis image, and is outputted to image switching means 466.

As for image switching means 466, a selecting switch 468 is connected. The image outputted to an image display means side by operation of this selecting switch 468 is switched. Moreover, the selection set-up of the display mode can be done. Other components are the same components as Fig. 39.

【 0 3 1 6 】

この変形例では例えば選択スイッチ 4 6 8 の操作により、MHD 4 1 1 に対しては例えば蛍光画像を HMD 4 1 1 の右眼側に、通常観察像を左眼側に表示するように出力することができる。また、画像合成装置 4 6 7 の出力画像を MHD 4 1 1 に出力することも選択できる。

[0316]

In this modification, it can output, for example, so that a usual observation image may be displayed to a left-eye side by operation of a selecting switch 468 as opposed to MHD 411 that a fluorescent image may be displayed to the right-eye side of HMD 411.

Moreover, outputting the output image of the image synthesis apparatus 467 to MHD 411 can also be chosen.

【 0 3 1 7 】

更にモニタ 4 1 2 に対し通常画像または蛍光画像を出力するように切り換え制御することもできる。その他の作用及び効果は図 3 9 と同様である。

[0317]

Furthermore it can also switch and control to output a usual image or a usual fluorescent image to a monitor 412.

Other effects are the same as that of Fig. 39.

【 0 3 1 8 】

図 4 1 は距離に関係なく、診断

[0318]

Fig. 41 shows the component of the fluorescent

に適した良好な蛍光像が得られる第2実施例の蛍光観察内視鏡装置440の構成を示す。第2実施例は第1実施例とほとんど同じ構成であるので、異なる構成のみ説明し、同一構成要素には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0319】

図41に示す蛍光観察内視鏡装置440は、図39において、第2アダプタ405と蛍光像撮像カメラ407との間（例えばレンズ405aとレンズ407aの間）に蛍光像を分離するビームスプリッタ441を設け、ビームスプリッタ441により分離された蛍光像の蛍光光量の一部を蛍光光量検出装置442で検出することで、検出された蛍光光量に基づいて画像表示制御装置410で表示画像を制御するように構成される。

【0320】

蛍光光量検出装置442は、図42に示すように、ダイクロックミラー445により蛍光像を2つの波長帯域 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ に分割し、高感度フォトダイオード（APD）446、447で2つの波長帯域 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ の各々の蛍光光量をサンプルホールド回路（S/H）448、4

observation endoscope apparatus 440 of the 2nd example from which the favourable fluorescent image suitable for a diagnosis is obtained, regardless of distance.

Because the 2nd example is the almost same component as the 1st example, it explains only a different component. Attachment explanation abridges the same symbol as an identical component.

[0319]

The fluorescent observation endoscope apparatus 440 shown in Fig. 41 provides the beam splitter 441 which isolates a fluorescent image, between the 2nd adapter 405 and the fluorescent image image-pick-up camera 407 (for example, between lens 405a and lens 407a) in Fig. 39.

It consists of detecting a part of fluorescent quantity of light of the fluorescent image isolated by the beam splitter 441 by the fluorescent quantity-of-light detector 442 so that a display image may be controlled by the image display control 410 based on the detected fluorescent quantity of light.

[0320]

The fluorescent quantity-of-light detector 442 divides a fluorescent image to 2 wavelength band $\lambda 1$ and $\lambda 2$ by the dike lock mirror 445, as shown in Fig. 42.

The sampling of the fluorescent quantity of light of 2 wavelength band $\lambda 1$ and $\lambda 2$ is performed by sample-and-hold circuits (S/H) 448 and 449 in each by the high sensitive photodiodes (APD) 446 and 447.

49でサンプリングする。サンプリングされた波長帯域 λ_1 , λ_2 の各々の蛍光光量を演算回路450で演算し、病変部を示す蛍光光量であるかどうかを判断することで、タイミングコントローラ425及び画像表示制御装置410を制御するようになっている。

【0321】

蛍光光量検出装置442は、病変部を示す蛍光光量が検出されない場合は、タイミングコントローラ425に対して、通常観察光源403からの白色光の照射期間を長く、蛍光用レーザ装置404からの励起光の照射期間を短くするように制御する。この結果、病変部がない場合には十分な明るさを有した観察画像を得ることができ、内視鏡401の挿入手技等が容易になる。

【0322】

また病変部を示す蛍光光量が検出された場合は、タイミングコントローラ425に対して、通常観察光源403からの白色光の照射期間を短く、蛍光用レーザ装置404からの励起光の照射期間を長くするように制御する。この結果、病変部がある場合には十分な明るさを有した蛍光画像を得ることができ、病変

The fluorescent quantity of light of wavelength band λ_1 by which the sampling was performed, and λ_2 is calculated in each in the calculation circuit 450.

The timing controller 425 and the image display control 410 are controlled by judging whether it is the fluorescent quantity of light which shows a disease part.

[0321]

The fluorescent quantity-of-light detector 442 is long in the irradiation period of white light from the usual observation light source 403 to the timing controller 425, when the fluorescent quantity of light which shows a disease part is not detected.

It controls to shorten the irradiation period of the excitation light from the laser apparatus for fluorescences 404.

Consequently, when there is no disease part, the observation image with sufficient brightness can be obtained. The inserting acquisition work of an endoscope 401 etc. becomes simple.

[0322]

Moreover when the fluorescent quantity of light which shows a disease part is detected, it is short in the irradiation period of white light from the usual observation light source 403 to the timing controller 425.

It controls to lengthen the irradiation period of the excitation light from the laser apparatus for fluorescences 404.

Consequently, when there is a disease part, the fluorescent image with sufficient brightness

部の診断等が容易になる。

can be obtained. A diagnosis of a disease part etc. becomes simple.

【0323】

また、本実施例ではCCU 408からの通常画像信号を光量制御手段429に入力し、レーザー装置404から出射される励起光源の強度を制御する。光量制御手段429では通常画像信号から輝度信号を取り出し、その輝度レベルに応じて励起光となるレーザー光を制御する。通常画像の輝度信号のレベルにより観察対象部位との距離や状況等が類推できることを用いて蛍光強度も適切な強度範囲となるように制御する。

[0323]

Moreover, in this example, the usual image signal from CCU 408 is input into quantity-of-light control means 429.

Strength of the pumping source which it radiates from the laser apparatus 404 is controlled. With quantity-of-light control means 429, a luminance signal is extracted from a usual image signal.

The laser light which forms excitation light depending on that brightness level is controlled.

It controls so that a fluorescence intensity is also the suitable strong range using the ability of the distance, the situation, etc. with the part for an observation to be guessed with the level of the luminance signal of a usual image.

【0324】

また、通常画像信号のレベルが所望の範囲に入っている部位を検出してその部位の蛍光強度により、レーザー光を制御しても良い。又は、調光する観察対象部位を指定する入力手段を設けても良く、この入力手段を備えた第2実施例の変形例の蛍光観察内視鏡装置の構成を図43に示す。

[0324]

Moreover, the level of a usual image signal may detect the part included in the desired range, and may control a laser light by the fluorescence intensity of that part.

Or, input means to designate the part for an observation which performs a light control may be provided. The component of the fluorescent observation endoscope apparatus of the modification of the 2nd example provided with this input means is shown in Fig. 43.

【0325】

通常TVカメラ406に内蔵されたCCD420の出力信号はクロック成分が除去された後

[0325]

After removing a clock component, the output signal of CCD 420 built in the usual TV camera 406 passes through the low-pass filter (LPF and

に、ローパスフィルタ (L P F と略記) 4 5 1 を通して積分される。この L P F 4 5 1 を通った信号は A G C 回路 4 5 2、プロセス回路 4 5 3 で処理され、N T S C 信号になる。

abbreviation) 451, and is integrated.

The signal which passed along this LPF 451 is processed in the AGC circuit 452 and the process circuit 453.

It becomes a NTSC signal.

【0326】

その後、画像表示制御回路 4 1 0 により、所望の表示手段 (例えばモニタ 4 1 2, HMD 4 1 1) に表示される。一方、L P F 4 5 1 の出力は調光信号発生回路 4 5 3 に入力され、通常照明光源 4 0 3 の絞り制御回路 4 6 1 により、絞りモータ 4 6 2 の駆動電圧が生成され、絞り羽根 4 6 3 を制御することで通常照明光の光量を制御する。

[0326]

Then, desired display means (for example, a monitor 412, HMD 411) displays by the image display control circuit 410.

On the one side, the output of LPF 451 is input into the light-control signal generator circuit 453. The drive voltage of the aperture motor 462 is generated by the aperture control circuit 461 of the usual illumination light source 403.

The quantity of light of a usual illumination light is controlled by controlling the aperture vane 463.

【0327】

ここで、一画面の全体の平均測光とせず、特定の部位の輝度信号レベルにより、蛍光光量を制御する様にする。L P F 4 5 1 の出力を特定の部位に対応するタイミングにてサンプル・ホールド回路 (S / H と略記) 4 5 4 でサンプル・ホールドし、その時の出力レベルが所定の値よりも大きければ、同じタイミングで蛍光量検出回路 4 4 2 を動作させて、I . I . 制御手段 4 2 2 のゲインを制御する。

[0327]

It is made to control a fluorescent quantity of light by the luminance-signal level of a specific part here, without considering as the entire mean photometry of one screen.

The output of LPF 451 is sample-and-held to the timing corresponding to a specific part in the sample-and-hold circuit (S/H and abbreviation) 454.

If the output level at that time is larger than predetermined value, the fluorescent quantity detector circuit 442 will be operated to the same timing. The gain of I.I. control means 422 is controlled.

【0328】

[0328]

そうすることにより、通常観察像と蛍光観察像とも適切な像が得られる。また、S/H454の出力が所定の値よりも小さい時にはタイミングを切換えて適切な蛍光像が得られるようにする。

【0329】

一方、術者が特に関心のある領域の蛍光像をより良い条件で観察したい場合には、外部入力手段457によりタイミングを設定しても良い。この実施例によれば、常に通常観察像と蛍光観察像が良好な状態で観察可能である効果を有する。

【0330】

次に距離に関係なく診断に適した蛍光像が得られる第3実施例を説明する。図44では術者が立体視内視鏡471と各種処置具470を用いて腹腔内外科手術を行う様子を示し、図45はその立体視内視鏡471の光学系の構成を示す。

【0331】

図45に示すように、本実施例における立体視内視鏡471は、左眼用及び右眼用の2つの光学系を有する硬性の立体視内視鏡であり、細長の挿入部472の基端部に2つの接眼部47

By doing so, the image with suitable a usual observation image and a fluorescent observation image is obtained.

Moreover, when the output of S/H454 is smaller than predetermined value, timing is switched and a suitable fluorescent image is obtained.

[0329]

When especially an operator wants to, observe the fluorescent image of an interested area on more sufficient conditions on the one side, timing may be set up by external input means 457. According to this example, a usual observation image and a fluorescent observation image have an observable effect in the favourable condition.

[0330]

Next the 3rd example from which the fluorescent image suitable for a diagnosis is obtained regardless of distance is explained.

Fig. 44 shows a mode that an operator performs an abdominal-cavity inside surgery using the binocular-vision endoscope 471 and the various treatment tool 470.

Fig. 45 shows the component of the optical system of that binocular-vision endoscope 471.

[0331]

As shown in Fig. 45, the binocular-vision endoscope 471 in this example is a hard binocular-vision endoscope which has 2 optical systems for the object for left eyes, and right eyes.

2 eye-piece parts 473a and 473b are

3 a, 4 7 3 b が連設されている。この接眼部 4 7 3 a, 4 7 3 b には、アダプタ 4 7 4 a, 4 7 4 b が接続され、それぞれ図示しない TV カメラが接続されて立体視内視鏡 4 7 1 で得られた被写体の通常観察像及び蛍光観察像を撮像できるようになっている。

articulated by the base-end part of the long and slender insertion part 472.

Adapters 474a and 474b are connected to these eye-piece parts 473a and 473b.

Usual observation image and fluorescent observation image of the photographed object which TV camera not respectively illustrated was connected and was obtained by the binocular-vision endoscope 471 can be picked up now.

【0332】

前記立体視内視鏡 4 7 1 は、挿入部 4 7 2 の基端部の両側方よりそれぞれ略 L 字状の接眼部 4 7 3 a, 4 7 3 b が延出した形状となっている。この接眼部 4 7 3 a, 4 7 3 b に接続されるアダプタ 4 7 4 a, 4 7 4 b には、それぞれ CCU (図示しないが便宜上 CCU-A 及び CCU-B と記す) に接続される TV カメラ (例えば図 3 9 の通常 TV カメラ 4 0 6 と図 3 9 の蛍光像撮像カメラ 4 0 7 に相当) がそれぞれ取り付けられるようになっている。

[0332]

The above-mentioned binocular-vision endoscope 471 is the shape which the eye-piece parts 473a and 473b of the shape of L substantially character respectively extended from the both side of the base-end part of an insertion part 472.

TV camera (for example, equivalent to the usual TV camera 406 of Fig. 39 and the fluorescent image image-pick-up camera 407 of Fig. 39) respectively connected to CCU (it is described as CCU-A and CCU-B for convenience although not illustrated) respectively attaches in the adapters 474a and 474b connected to these eye-piece parts 473a and 473b.

【0333】

CCU-A (及び CCU-B) は、図 3 9 の CCU 4 0 8 と蛍光画像処理装置 4 0 9 の機能を有し、CCU-A 及び CCU-B は前記立体視内視鏡 4 7 1 で得られた視差のある通常観察像及び蛍光観察像を立体視可能に

[0333]

CCU-A (and CCU-B) has CCU 408 of Fig. 39, and function of the fluorescent image processor 409. CCU-A and CCU-B are connected to the binocular-vision display device not illustrated for a binocular vision displaying the usual observation image with the parallax obtained by the above-mentioned binocular-vision

表示するための図示しない立体視表示装置に接続され、この立体視表示装置にHMD 411が接続されている。

【0334】

そして、立体視表示装置によって、例えば2つのTVカメラでそれぞれ撮像した画像を交互に左右別々にHMD 411に表示し、それらを左右の眼で観察することによって、立体感のある被写体の通常観察像と蛍光像とを観察することができる。

【0335】

また、図45に示すように、立体視内視鏡471の挿入部472の先端部には、被写体像を結像する2つの対物光学系480a、480bが設けられており、対物光学系480a、480bの後方には、それぞれ被写体像を伝達するリレー光学系481a、481bが配設されている。

【0336】

リレー光学系481a、481bの後端側、すなわち挿入部472の基端部から接眼部473a、473bにかけてには、光軸をそれぞれ90度反射するプリズム482、483及び484、485が設けられており、プリズム484、485の後方の接眼部473a、473b内

endoscope 471, and a fluorescent observation image made possible.

HMD 411 is connected to this binocular-vision display device.

[0334]

And, a binocular-vision display device shows alternately the image respectively picked up with 2 TV cameras to HMD 411 a table separately right and left, for example.

By observing them by right and left eyes, usual observation image and usual fluorescent image of the photographed object with solid feeling can be observed.

[0335]

Moreover, as shown in Fig. 45, 2 objective optical systems 480a and 480b which project the image a photographed-object image are provided in the point of the insertion part 472 of the binocular-vision endoscope 471.

Behind the objective optical systems 480a and 480b, the relay optical systems 481a and 481b which respectively transmit a photographed-object image are arranged.

[0336]

It applies to the eye-piece parts 473a and 473b from the rear-end side of the relay optical systems 481a and 481b, i.e., base-end part of an insertion part 472, and the prisms 482 and 483 which respectively reflect an optical axis 90 degrees, and 484 and 485 are provided.

In eye-piece part 473a behind prisms 484 and 485, and 473b, eyepiece optical systems 486a and 486b are respectively arranged.

には、それぞれ接眼光学系 486a, 486b が配設され、接眼部 473a, 473b より撮像あるいは肉眼観察等が可能になっている。なお、図中の矢印は、像の方向を示している。

The image pick-up or the macroscopic observation is attained from eye-piece parts 473a and 473b.

In addition, the arrow in a diagram shows the direction of an image.

【0337】

なお、図示しないが、立体視内視鏡 471 には照明光学系が配設されており、図示しない光源装置からの照明光及び励起光を先端部まで伝達し、被写体へ照射するようになっている。また、アダプタ 474a, 474b は、例えば図 39 の第 2 アダプタ 405 と同様の構成であり、蛍光観察の方法は全く同様に行われる。

[0337]

In addition, although not illustrated, the illumination optical system is arranged to the binocular-vision endoscope 471.

The illumination light and the excitation light from a (not illustrated) light source device are transmitted by the point. It irradiates to a photographed object.

Moreover, adapters 474a and 474b are the same components as the 2nd adapter 405 of Fig. 39, for example. The method of a fluorescent observation is performed completely similarly.

【0338】

前記接眼光学系の一方（つまり 486a）には、光学系の倍率を調整する移動可能な可動レンズ 487a を含むズーム光学系 487 が設けられている。そして、立体視を行う際に、接眼光学系 486a に設けられたズーム光学系 487 によって 2 つの光学系の倍率が等しくなるように倍率の調整を行う。すなわち、ズーム光学系 487 において可動レンズ 487a を前後に移動させることにより、光学系の倍率を変化させ、2 つの光学系の

[0338]

The zoom optical system 487 containing movable lens 487a which adjusts the scale factor of an optical system is provided in one side (in other words 486a) of an above-mentioned eyepiece optical system.

And, when viewing three-dimensionally, a scale factor is adjusted so that the scale factor of 2 optical systems may become equal with the zoom optical system 487 provided in eyepiece-optical-system 486a.

That is, the scale factor of an optical system is varied by making movable lens 487a move forward and backward in the zoom optical system 487. The scale factor of 2 optical

倍率を一致させる。これにより、
良好な立体感のある観察画像が
得られる。

systems is made congruous.

The observation image which has favourable
solid feeling by this is obtained.

【0339】

このように、2つの光学系の少
なくとも一方にズーム光学系を
設けることにより、光学系の倍
率を変化させて立体視観察像に
おける左右の像の倍率を一致さ
せることができ、良好な立体視
を行うことが可能となるように
している。

[0339]

Thus, by providing a zoom optical system in at
least one side of 2 optical systems, the scale
factor of an optical system can be varied and
the scale factor of the right and left image in a
binocular-vision observation image can be
made congruous. It enables it to perform a
favourable binocular vision.

【0340】

以上のように構成された立体視
内視鏡471では、視差のある
2つの対物光学系480a、4
80bで被写体像を結像し、こ
れらの被写体像をリレー光学系
481a、481b、及び接眼
光学系486a、486bによ
って後端部の接眼部473a、
473bまで伝達し、接眼部4
73a、473bよりアダプタ
474a、474bを介して接
続されるTVカメラによって撮
像を行う。

[0340]

A photographed-object image is project the
imaged with 2 objective optical systems 480a
and 480b which have a parallax in the
binocular-vision endoscope 471 comprised as
mentioned above.

These photographed-object images are
transmitted to the eye-piece parts 473a and
473b of a rear terminal part by the relay optical
systems 481a and 481b and the eyepiece
optical systems 486a and 486b.

It picks up with TV camera connected via
adapters 474a and 474b from the eye-piece
parts 473a and 473b.

【0341】

接眼部473a、473bにT
Vカメラを接続して撮像する場
合には、撮像されたそれぞれの
被写体像の画像信号をCCU-
A、CCU-Bで信号処理し、
立体視表示装置を介してMHD

[0341]

In connecting and picking up TV camera among
the eye-piece parts 473a and 473b, it performs
the signal processing of the image signal of
each photographed-object image picked up by
CCU-A and CCU-B.

It is shown in MHD 411 a table via a

4 1 1 に表示し、通常観察像と蛍光像の立体視ができる。

binocular-vision display device. A binocular vision of a usual observation image and a fluorescent image can be performed.

【0342】

この実施例の効果としては各種処置具 4 7 0 と組み合わせて処置を行うことにより、蛍光観察時にも容易に処置が行える。また、蛍光像を観察しながら行う場合、誤って患部以外の正常組織を治療してしまうことを殆ど解消できる。

[0342]

By combining with the various treatment tool 470 and performing a treatment as an effect of this example, a treatment can be easily performed also at the time of a fluorescent observation. Moreover, when performing, observing a fluorescent image, the things of almost which the treatment of the normal tissues other than a diseased part is performed accidentally can be eliminated.

【0343】

尚、図 3 9 ないし図 4 5 の実施例では通常 TV カメラ 4 0 6 の CCD 4 2 0 を白色光に基づいて撮像するとしたが、この CCD 4 2 0 は入射面にカラーモザイクフィルタを設けれことでカラー画像を撮像する CCD とすることができる。また、白色光を R, G, B に分離するカラーフィルタを設けることでカラー画像を撮像する通常 TV カメラとしても良いし、通常照明光源 4 3 6 から R, G, B の照明光を順次供給するようにし、この供給タイミングに同期させることでカラー画像を撮像する通常 TV カメラとしても良い。

[0343]

In addition, in the example of Fig. 39 or 45, it was considered that CCD 420 of the usual TV camera 406 is picked up based on white light.

However, this CCD 420 can be set to CCD which picks up a colour image by the ability of a colour mosaic filter to be provided in a plane of incidence.

Moreover, it is sufficient also as a usual TV camera which picks up a colour image by providing the colour filter which isolates white light to R, G, and B.

It is sequentially made to supply the illumination light of R, G, and B from the usual illumination light source 436.

It is sufficient also as a usual TV camera which picks up a colour image with making it synchronise with this supply timing.

【0344】

[0344]

【付記】

(5-1) 励起光を生体組織の観察対象部位へ照射して前記励起光による蛍光像を観察する蛍光観察装置において、前記励起光を発生する光源と、観察対象部位における蛍光を検出する検出手段と、前記検出手段の出力が所定量となるように制御する制御手段と、を備えた蛍光観察装置。

【0345】

この付記1の蛍光観察装置は励起光を生体組織に照射することにより蛍光が発せられ、制御手段によりその蛍光量が検出されて蛍光量が常に所望の蛍光量に設定されるようにしてあるので、生体組織までの距離にかかわらず、蛍光強度の検出値を飽和させることなく、常に正確な蛍光強度が得られ、正確な診断ができる。

【0346】

(5-2) 生体組織の観察対象部位の通常照明光による通常観察像と、励起光による蛍光像を観察する蛍光観察装置において、前記通常照明光を発生する通常光源と、前記励起光を発生

[Additional remark]

(5-1) In the fluorescent observation apparatus which irradiates excitation light to the part for an observation of an living body tissue, and observes the fluorescent image by above-mentioned excitation light, the light source which generates above-mentioned excitation light, the detector which detects the fluorescence in the part for an observation, and control means to control so that the output of an above-mentioned detector is a predetermined amount, the fluorescent observation apparatus provided with these.

[0345]

A fluorescence is emitted when the fluorescent observation apparatus of this additional remark 1 irradiates excitation light to an living body tissue. A fluorescence intensity always exact is obtained, without making the detected value of a fluorescence intensity saturate irrespective of the distance to an living body tissue, because that fluorescent quantity is detected by control means and it is always made to set fluorescent quantity as the amount of desired fluorescences. An exact diagnosis can be performed.

[0346]

(5-2) In the fluorescent observation apparatus which observes the usual observation image by the usual illumination light of the part for an observation of an living body tissue, and the fluorescent image by excitation light, the usual light source which generates an

する励起光源と、前記蛍光像の蛍光量を検出し、励起光源の光量又は蛍光像検出手段を制御する制御手段と、を備えた蛍光観察装置。

above-mentioned usual illumination light, the pumping source which generates above-mentioned excitation light, and fluorescent quantity of an above-mentioned fluorescent image are detected. Control means to control the quantity of light or the fluorescent image detector of a pumping source, the fluorescent observation apparatus provided with these.

【0347】

この付記（５－２）の蛍光観察装置は付記１の他に通常照明光で生体組織を照明するようにしてあるので、付記（５－１）の効果の他に通常観察像も得られる。また、通常観察像蛍光像との位置関係が容易に把握できる。

[0347]

Because the fluorescent observation apparatus of this additional remark (5-2) is made to illuminate the living body tissue with the usual illumination light other than additional remark 1, a usual observation image is also obtained in addition to the effect of an additional remark (5-1). Moreover, the position relationship with a usual observation image fluorescence image can understand easily.

【0348】

（５－３） 付記（５－１）又は（５－２）において、制御手段は蛍光像検出用高感度カメラの増幅度を制御する。付記１又は２において、高感度カメラの増幅度を制御することにより、蛍光量が制御される。

[0348]

(5-3) By additional-remark (5-1) or (5-2), control means controls the amplification factor of the fluorescent high-sensitivity camera for an image detection.

In the additional remark 1 or 2, fluorescent quantity is controlled by controlling the amplification factor of a high sensitive camera.

【0349】

（５－４） 付記（５－１）又は（５－２）において、制御手段は蛍光像検出用高感度カメラの入射側に設けられ、蛍光光線を絞る絞り装置を制御する。付記（５－１）又は（５－２）に

[0349]

(5-4) In an additional remark (5-1) or (5-2), control means is provided in the incidence side of the fluorescent high-sensitivity camera for an image detection.

The aperture apparatus from which a fluorescent light ray is narrowed down is

において、絞り装置の絞り量を制御することにより、蛍光量が制御される。

controlled.

In an additional remark (5-1) or (5-2), fluorescent quantity is controlled by controlling the amount of apertures of aperture apparatus.

【0350】

(5-5) 付記(5-1)において、検出手段は蛍光の特定の波長の強度を検出する。付記(5-1)において、特定の蛍光波長が検出され、この値に基づいて制御される。

[0350]

(5-5) In an additional remark (5-1), a detector detects strength of a fluorescent specific wavelength.

A specific fluorescent wavelength is detected in an additional remark (5-1).

It controls based on this value.

【0351】

(5-6) 付記(5-1)において、検出手段は蛍光の特定の複数波長の強度の比を検出する。付記(5-1)において、特定の複数の蛍光波長が検出され、この値に基づいて制御される。

[0351]

(5-6) In an additional remark (5-1), a detector detects the ratio of several fluorescent specific wavelength strength.

A specific several fluorescent wavelength is detected in an additional remark (5-1).

It controls based on this value.

【0352】

(5-7) 付記(5-1)において、蛍光観察装置は体腔内に挿入される挿入部を有し、励起光を伝送するライトガイド手段と、蛍光を伝送するイメージガイド手段とからなるプローブである。体腔内の生体組織の蛍光画像が得られる。

[0352]

(5-7) In an additional remark (5-1), fluorescent observation apparatus has the insertion part inserted in an intra-corporeal.

It is the probe which consists of light-guide means to transmit excitation light, and image guide means to transmit a fluorescence.

The fluorescent image of the living body tissue of an intra-corporeal is obtained.

【0353】

(5-8) 付記(5-2)において、蛍光観察装置は体腔内に挿入される挿入部を有し、通

[0353]

(5-8) In an additional remark (5-2), fluorescent observation apparatus has the insertion part inserted in an intra-corporeal.

常照明光と励起光を伝送する手段と、通常観察像と蛍光像を伝送する手段とからなる内視鏡である。体腔内の生体組織の蛍光画像と通常観察像が得られる。

It is the endoscope which consists of means to transmit a usual illumination light and usual excitation light, and means to transmit a usual observation image and a usual fluorescent image. The fluorescent image and the usual observation image of an living body tissue of an intra-corporeal are obtained.

【0354】

(5-9) 付記(5-8)において、内視鏡はチャンネルを有する。蛍光像を観察しながらチャンネルを通した処置具にて処置ができる。

[0354]

(5-9) In an additional remark (5-8), an endoscope has a channel.

A treatment is made in the treatment tool which passed through the channel, observing a fluorescent image.

(5-10) 付記(5-1)において、蛍光像を術者装着型表示装置に表示する表示手段を有する。常に術者の眼前に蛍光像を表示でき、術者の姿勢等にかかわらず、常に良好な蛍光像を観察できる。

(5-10) In an additional remark (5-1), it has display means to display a fluorescent image to an operator wearing type display device.

A fluorescent image can always be displayed to the view of an operator.

A fluorescent image always favourable can be observed irrespective of the position of an operator etc.

【0355】

(5-11) 付記(5-10)において、前記表示装置を用いて蛍光像を3次元観察可能に表示した。立体的に蛍光像が表示される。

[0355]

(5-11) In the additional remark (5-10), the fluorescent image was displayed observably three-dimensional using the above-mentioned display device. A fluorescent image is displayed by the solid manner.

【0356】

ところで、次に通常観察像と蛍光観察像との位置合わせを簡便にかつ自動的に行う位置合わせ機能を備えた蛍光観察装置の第1実施例及び第2実施例を図4

[0356]

Incidentally, the 1st example of fluorescent observation apparatus and the 2nd example provided with alignment function which next performs the alignment of a usual observation image and a fluorescent observation image that

6 及び図 4 7 を参照して説明する。この背景をまず説明する。

it is simple and automatically are explained with reference to Fig. 46 and 47. This background is explained first.

【0357】

経皮的に体腔内で蛍光観察を行う場合、既存の通常観察内視鏡に蛍光観察用内視鏡を組み合わせて行う方法がある。この場合、通常像の対象部位と蛍光像との位置がずれていると、診断とか処置等を行いにくくなるし、誤診とか誤まって正常部位に処理する可能性があるので、位置合わせすることが課題になる。

[0357]

When performing a fluorescent observation by the intra-corporeal percutaneously, there is a method performed to the existing usual observation endoscope by combining the fluorescent endoscope for an observation.

In this case, if the position of the object part of a usual image and a fluorescent image has deviated, it will be difficult to perform a diagnosis, a treatment, etc. And, it mistakes for a misdiagnosis. It becomes a subject to perform alignment because it may process to a normal part.

【0358】

このため位置合わせを簡便に或は自動的に行う機能を備えた蛍光観察装置が望まれ、このような機能を備えた蛍光観察装置を提供することをこの実施例の目的とする。そして、以下の実施例では位置合わせ機能を備えた蛍光観察装置 501 を説明する。

[0358]

For this reason the fluorescent observation apparatus provided with function which performs alignment that it is simple or automatically is desired. Let it be the objective of this example to offer the fluorescent observation apparatus provided with such function. And, the following examples explain the fluorescent observation apparatus 501 which aligned and was provided with function.

【0359】

図 4 6 に示す位置合わせ機能を備えた蛍光観察装置 501 は通常観察用スコープ 502 と、蛍光観察用スコープ 503 と、通常観察用照明光を発生する光源装置 504 と、蛍光観察のため

[0359]

The fluorescent observation apparatus 501 provided with alignment function shown in Fig. 46 is connected with the usual scope for an observation 502, the fluorescent scope for an observation 503, the light source device 504 which generates the usual illumination light for

の励起光を発生するレーザ装置 505 と、通常観察用スコープ 502 のライトガイド手段と接続され、このライトガイド手段に光源装置 504 からの通常照明光又はレーザ装置 505 からの励起光を選択的に導光する光源アダプタ 506 と、通常観察用スコープ 502 に一体的に接続された又は着脱自在で接続された通常画像撮像装置 507 と、蛍光観察用スコープ 503 に一体的に接続された又は着脱自在で接続された蛍光画像撮像装置 508 と、通常画像撮像装置 507 の出力信号に対する映像信号生成処理を行う通常画像用 CCU 509 と、蛍光画像撮像装置 508 の出力信号に対する映像信号生成処理を行う蛍光画像処理装置 510 と、通常画像用 CCU 509 又は蛍光画像処理装置 510 からの出力信号を表示するモニタ 511 と、選択的等で通常画像用 CCU 509 又は蛍光画像処理装置 510 からの出力信号をモニタ 511 に出力するモニタ制御装置 512 と、この蛍光観察装置 501 全体のタイミング等を制御するタイミングコントローラ 513 とを有する。

【0360】

通常観察用スコープ 502 は、例えば硬性で細長の挿入部 51

an observation, the laser apparatus 505 which generates the excitation light for a fluorescent observation, and light-guide means of the usual scope for an observation 502.

The light-source adapter 506 which guides light the usual illumination light from a light source device 504, or the excitation light from the laser apparatus 505 selectively for this light-guide means, the usual image image-pick-up apparatus 507 which was integrally connected to the usual scope for an observation 502, or was connected by being detachable, the fluorescent image image-pick-up apparatus 508 which was integrally connected to the fluorescent scope for an observation 503, or was connected by being detachable, usual CCU for images 509 which performs the video-signal generation process to the output signal of the usual image image-pick-up apparatus 507, the fluorescent image processor 510 which performs the video-signal generation process to the output signal of the fluorescent image image-pick-up apparatus 508, the monitor 511 which displays the output signal from usual CCU for images 509, or the fluorescent image processor 510, the monitor control apparatus 512 which outputs the output signal from usual CCU for images 509, or the fluorescent image processor 510 to a monitor 511 in a selective degree, It has the timing controller 513 which controls entire timing of this fluorescent observation apparatus 501 etc.

[0360]

The usual scope for an observation 502 is hard, for example. It has the long and slender

4を有し、この挿入部514の後端には太幅の把持部515が形成され、この把持部515の後端には接眼部516が形成されている。挿入部514は患者等の体表517の孔に貫通するトラカール518にガイドされて体腔内519に挿入される。

【0361】

挿入部514内にはライトガイド521が挿通され、このライトガイド521の後端側は把持部515から外部に延出されたライトガイドケーブル522内を挿通され、その後端は光源アダプタ506の出力部に接続される。

【0362】

この光源アダプタ506の2つの入力部は光源装置504とレーザ装置505に接続される。光源装置504内には白色の通常照明光を発生するランプ523が配置され、ランプ523の通常照明光はその光路上に配置したレンズ524を経て光源アダプタ506に導光される。

【0363】

光源アダプタ506内には上記レンズ524に対向する光路上にレンズ525と、配光光路変更用ミラー526とが順次配置され、このミラー526が実線

insertion part 514. The holding part 515 of wide width is formed on the rear end of this insertion part 514. The eye-piece part 516 is formed on the rear end of this holding part 515.

An insertion part 514 is guided to the trocar 518 penetrated to the hole of the body surfaces 517, such as a patient, and is inserted in an intra-corporeal 519.

[0361]

A light guide 521 is passed through in an insertion part 514.

The rear-end side of this light guide 521 is passed through in the inside of the light-guide cable 522 extended by the holding part 515 from exterior.

That rear end is connected to the output part of the light-source adapter 506.

[0362]

2 input parts of this light-source adapter 506 are connected to a light source device 504 and the laser apparatus 505.

In a light source device 504, the lamp 523 which generates a usual white illumination light is arranged. The light-guide of the usual illumination light of a lamp 523 is performed to the light-source adapter 506 through that lens 524 arranged on the optical path.

[0363]

In the light-source adapter 506, a lens 525 and the mirror for light-distribution optical-path modification 526 are sequentially arranged on the optical path which opposes the above-mentioned lens 524.

で示す状態の場合にはこのミラー526で反射してレンズ527を介してライトガイド521の端面に照明光を供給する。この場合、レーザ装置505側の光はミラー526で遮光される。

【0364】

上記ミラー526は制御ドライバ528により実線で示す位置と、点線で示す位置とに回転駆動される。また他方の入力部に接続されるレーザ装置505内にはレーザ源529が配置され、このレーザ源529で発生されたレーザ光は、光源アダプタ506内でレーザ光の光路上のレンズ530を経てレンズ527側に導光される。

【0365】

そして、このミラー526が点線で示す退避状態（レーザ源529に対して）の場合には、レーザ光はこのミラー526で遮光されことなくレンズ527を介してライトガイド521の端面に供給される。この場合には通常照明光はミラー526で遮光される。

【0366】

ライトガイド521で導光された例えば通常照明光は挿入部514の先端部の端面からさらに

In the case of the condition that this mirror 526 shows as a continuous line, it reflects by this mirror 526, and an illumination light is supplied to the end face of a light guide 521 via a lens 527.

In this case, the light at the side of the laser apparatus 505 is shaded by the mirror 526.

[0364]

The rotation drive of the above-mentioned mirror 526 is performed at the position shown as a continuous line by the control driver 528, and the position shown by the dotted line.

Moreover the source 529 of a laser is arranged in the laser apparatus 505 connected to another input part. The light-guide of the laser light generated in this source 529 of a laser is performed to a lens 527 side through the lens 530 on the optical path of a laser light within the light-source adapter 506.

[0365]

And, in the case of the retreat condition (as opposed to the source 529 of a laser) which this mirror 526 shows by the dotted line, a laser light is supplied via a lens 527 at the end face of a light guide 521, without shading by this mirror 526.

In this case a usual illumination light is shaded by the mirror 526.

[0366]

For example, the light-guide was performed by the light guide 521, it radiates a usual illumination light in front of through a lens 531

レンズ 5 3 1 を経て前方に出射され、体腔内 5 1 9 の臓器 5 3 2 上に通常光 5 3 3 で照明する。

further from the end face of the point of an insertion part 514. It illuminates by the ordinary light 533 on the organ 532 of an intra-corporeal 519.

【 0 3 6 7 】

照明された部位は先端部の観察窓に取り付けた対物レンズ 5 3 4 でその結像位置に像を結ぶ。対物レンズ 5 3 4 の像はリレーレンズ系等で形成したイメージ伝送系 5 3 5 で接眼部 5 1 6 側に伝送され、結像レンズ 5 3 6 によって伝送された像を、接眼部 5 1 6 に接続される通常画像撮像装置 5 0 7 内部に配置された第 1 の通常画像用 CCD 5 3 7 に結ぶ。

[0367]

The illuminated part is an image the bind to that image-formation position with the objective lens 534 attached in the observation port of a point. The image of an objective lens 534 is transmitted to the eye-piece part 516 side by the image transmission system 535 formed by the relay lens system etc.

It is the bind to CCD for 1st usual images 537 arranged on image image-pick-up apparatus 507 usual inside the image transmitted with the image-formation lens 536 is connected to the eye-piece part 516.

【 0 3 6 8 】

この CCD 5 3 7 と結像レンズ 5 3 6 の間にはシャッタ 5 3 8 が配置され、シャッタ制御ドライバ 5 3 9 によって実線で示す退避状態の位置と点線で示す遮光状態の位置に駆動される。上記ミラー 5 2 6 を駆動する制御ドライバ 5 2 8 と、シャッタ 5 3 8 を駆動するシャッタ制御ドライバ 5 3 9 はタイミングコントローラ 5 1 3 で制御され、ミラー 5 2 6 が実線で示す位置の場合にはシャッタ 5 3 8 も実線で示す位置に設定される。

[0368]

A shutter 538 is arranged between this CCD 537 and image-formation lens 536.

It drives to the position of the retreat condition shown as a continuous line, and the position of the shading condition shown by the dotted line by the shutter control driver 539.

The control driver 528 which drives the above-mentioned mirror 526, and the shutter control driver 539 which drives a shutter 538 are controlled by the timing controller 513.

In the case of the position which a mirror 526 shows as a continuous line, it is set up by the position which also shows a shutter 538 as a continuous line.

【 0 3 6 9 】**[0369]**

そして、CCD 537で光電変換された通常画像は通常画像用CCU 509に入力され、標準的な映像信号が生成され、この標準的な映像信号はモニタ制御装置 512に入力される。

【0370】

一方、蛍光観察用スコープ 503は可撓性を有する細長の挿入部 541と、この挿入部 541の後端に設けられた太幅の把持部 542と、この把持部 542の後端に設けられた接眼部 543とを有する。

【0371】

この挿入部 541の先端部付近には湾曲自在の湾曲部 544が設けてあり、挿入部 541内を挿通されたアングルワイヤ 545の一端（先端）は硬質の先端部に固定され、後端はこのアングルワイヤ 545を牽引・弛緩するアングルワイヤ制御用モータ 559に接続されている。そして、このアングルワイヤ 545を牽引した側に、湾曲部 544を湾曲することができる。図 39では簡単化のため、1本のアングルワイヤ 544のみを示しているが、実際には4方向に対応して4本が挿通されている。

【0372】

And, the usual image by which the photoelectric conversion was performed by CCD 537 is input into usual CCU for images 509.

A standard video signal is generated.

This standard video signal is input into the monitor control apparatus 512.

[0370]

On the one side, the fluorescent scope for an observation 503 has the long and slender insertion part 541 which has flexibility, the holding part 542 of wide width provided in the rear end of this insertion part 541, and the eyepiece part 543 provided in the rear end of this holding part 542.

[0371]

The bendable curved part 544 is provided near the point of this insertion part 541.

The one end (end) of the angle wire 545 passed through in the inside of an insertion part 541 is fixed by the hard point.

The rear end is connected to the motor for an angle wire control 559 which performs this angle wire 545 a towing and relaxation.

And, a curved part 544 can be curved to the side which pulled this angle wire 545.

Fig. 39 shows only 1 angle wire 544 for simplification.

However, corresponding to 4 directions, 4 are passed through in fact.

[0372]

この挿入部 4 5 1 もトラカール 5 4 6 を介して体腔内 5 1 9 に挿入される。この挿入部 5 4 1 内の先端部の観察窓には対物レンズ 5 4 7 が取り付けられ、この対物レンズ 5 4 7 の結像位置には可撓性を有する像伝送手段として、例えばイメージガイド 5 4 8 の先端面が配置されている。

【 0 3 7 3 】

そして対物レンズ 5 4 7 の光軸、つまり観察軸（又は視軸） 5 4 9 の前方位置を中心として照明された被写体の像、或は蛍光像をイメージガイド 5 4 8 の先端面に結び、この先端面の像はこのイメージガイド 5 4 8 によって接眼部 5 4 3 側の端面に伝送される。

【 0 3 7 4 】

伝送された像は接眼部 5 4 3 に接続される蛍光画像撮像装置 5 0 8 内部に配置された結像レンズ 5 5 1 により、受光光路（又は撮像光路）変更用ミラー 5 5 2 の設定状態に応じて第 2 の通常画像用 CCD 5 5 3 或は蛍光画像用 CCD 5 5 4 で撮像される。

【 0 3 7 5 】

このミラー 5 5 2 はミラー制御ドライバ 5 5 5 によって実線で

This insertion part 451 is also inserted in an intra-corporeal 519 via a trocar 546.

An objective lens 547 installs to the observation port of the point in this insertion part 541.

It considers as image transmission means to have flexibility in the image-formation position of this objective lens 547, for example, the end surface of the image guide 548 is arranged.

[0373]

And the image of a connection and this end surface is transmitted to the end surface of the image guide 548 by this image guide 548 in the optical axis of an objective lens 547, a photographed object's image illuminated centring around the front position of the observation axis (or view axis) 549 in other words, or a fluorescent image at the end face at the side of the eye-piece part 543.

[0374]

The transmitted image becomes as follows with the image-formation lens 551 arranged on image image-pick-up apparatus 508 fluorescent inside connected to the eye-piece part 543. Depending on the setting condition of the light-receiving mirror for optical-path (or image-pick-up optical path) modification 552, it picks up by CCD for 2nd usual images 553, or fluorescent CCD for images 554.

[0375]

This mirror 552 is driven in rotation to the position shown as a continuous line, and the

示す位置と、点線で示す位置とに回動的に駆動される。このミラー552はミラー526及びシャッタ538が実線で示す位置に設定された場合には、同様に実線で示す位置に設定されるようにタイミングコントローラ513によりミラー制御ドライバ555を介して同期制御される。

【0376】

また、このミラー552はミラー526及びシャッタ538が点線で示す位置に設定された場合には、同様に点線で示す位置に設定されるようにタイミングコントローラ513によりミラー制御ドライバ555を介して同期制御される。

【0377】

そして、例えば実線で示す状態では（通常光533による照明であり、この照明のもとでの）通常観察像はミラー552で反射されて第2の通常画像用CCD553に通常画像が結ばれる。このCCD553で光電変換された画像信号は通常画像処理装置556に入力され、撮像された画像における最大輝度位置を検出することにより、通常光533で臓器532を照明している場合における照明範囲内の最大輝度部位557を検出す

position shown by the dotted line by the mirror control driver 555.

When the mirror 526 and the shutter 538 are set as the position shown as a continuous line, synchronous control of this mirror 552 is performed via the mirror control driver 555 by the timing controller 513 so that it may be set as the position similarly shown as a continuous line.

[0376]

Moreover, when the mirror 526 and the shutter 538 are set as the position shown by the dotted line, synchronous control of this mirror 552 is performed via the mirror control driver 555 by the timing controller 513 so that it may be set as the position similarly shown by the dotted line.

[0377]

For example, in the condition which shows as a continuous line, a usual observation image is reflected by the mirror 552 (it is the illumination by the ordinary light 533, and is on the basis of this illumination).

A usual image is connected to CCD for 2nd usual images 553.

The image signal by which the photoelectric conversion was performed by this CCD 553 is input into the usual image processor 556.

By detecting the maximum brightness position in the image picked up, the maximum brightness part 557 of illumination within the limits in the case of illuminating an organ 532 by

る。

the ordinary light 533 is detected.

【0378】

この検出結果はモータ制御装置 558 に入力され、モータ制御装置 558 はこの検出結果に基づいて、アングルワイヤ制御用モータ 559 の回転を制御することにより、このアングルワイヤ制御用モータ 559 に接続されたアングルワイヤ 545 を牽引し、湾曲部 544 を湾曲して観察軸 549 を最大輝度部位 557 に移動させる。そして、図 46 に示すように観察軸 549 上に最大輝度部位 557 が位置する状態に設定し、通常画像と蛍光画像とは常に殆ど同一の位置を対象として撮像する状態に設定するような位置合わせを行う機構を設けてある。

[0378]

This detection result is input into the motor control apparatus 558.

The motor control apparatus 558 performs the towing of the angle wire 545 connected to this motor for an angle wire control 559 by controlling rotation of the motor for an angle wire control 559 based on this detection result.

A curved part 544 is curved and the maximum brightness part 557 is made to move the observation axis 549.

And, it is set as the condition that the maximum brightness part 557 positions on the observation axis 549 as shown in Fig. 46.

A usual image and a usual fluorescent image have always provided the mechanism that the alignment which is set as the condition of almost picking up an identical position as an object is performed.

【0379】

また、ミラー 552 が点線で示す状態に設定された場合には、ミラー 526 も点線で示す状態に設定されるので、被写体としての対象部位はレーザ源 529 のレーザ光が励起光として照射され、対象部位で発する蛍光は蛍光観察用スコープ 503 の観察光学系、つまり対物レンズ 547 及びイメージガイド 548 を経て蛍光画像撮像装置 508 側に導光される。

[0379]

Moreover, because it is set as the condition which also shows a mirror 526 by the dotted line when a mirror 552 is set as the condition which shows by the dotted line, as for the object part as a photographed object, the laser light of the source 529 of a laser is irradiated as excitation light.

The light-guide of the fluorescence emitted by the object part is performed to the fluorescent image image-pick-up apparatus 508 side through the observation optical system, i.e. objective lens 547 and the image guide 548 of the fluorescent scope for an observation 503.

【0380】

そして、退避状態のミラー552で遮光されないで、回転フィルタ制御用モータ561で回転駆動される回転フィルタ562のフィルタを通してI. I. 563で光増幅された後、蛍光画像用CCD554に結像され、このCCD554で光電変換される。

【0381】

なお、CCD553とI. I. 563の配設位置はレンズ551に対して共役位置に配置され、CCD553の像とI. I. 563で光増幅されたCCD554の像は共役な像（少なくとも同じサイズ）となるようにしてある。上記CCD554で撮像された画像信号は蛍光画像処理装置510に入力され、擬似カラー等の映像信号の生成等の処理とか、以下の演算が行われた後、モニタ制御装置512に出力される。

【0382】

上記回転フィルタ562には透過波長帯域の異なる複数のフィルタが設けてあり、複数の波長帯域の蛍光像で順次撮像され、蛍光画像処理装置510で複数の波長帯域の蛍光像から例えば擬似カラー表示用の映像信号を

[0380]

And, it is without shading by the mirror 552 of retreat condition.

After performing optical amplification by I.I. 563 through the filter of the rotation filter 562 by which a rotation drive is performed by the motor for a rotation filter control 561, fluorescent CCD for images 554 project the images.

A photoelectric conversion is performed by this CCD 554.

[0381]

In addition, the arrangement position of CCD 553 and I.I. 563 is arranged on a conjugate position to a lens 551.

It is made to be the image (the at least same size) with conjugate the image of CCD 553 and the image of CCD 554 by which optical amplification was performed by I.I. 563.

The image signal picked up by above-mentioned CCD 554 is input into the fluorescent image processor 510.

After performing a process of generation of video signals, such as a imitation colour, etc., and the following calculations, it is outputted to the monitor control apparatus 512.

[0382]

The several filter with which a penetrated-wave length band is different is provided in the above-mentioned rotation filter 562.

It sequentially picks up by the fluorescent image of several wavelength bands.

While generating the fluorescent image from of a several wavelength band, for example, video

生成すると共に、例えば図 3 8 (c) で示す 2 つの波長 λ_1 , λ_2 帯域の蛍光像の同じ位置に対応する信号レベルの比率をそれぞれ演算により求め、その値が所定の値を越えたか否かをコンパレータで比較してその値の部分が病変部位か正常部位かを判断する処理も行う。

[0383]

そして、病変部位である可能性が高いと判断された場合には、この判断信号でモニタ制御装置 512 に表示制御信号を出力して、例えばモニタ 511 の右側に通常画像を、左側に擬似カラーの蛍光画像を表示させるようにする。

[0384]

この場合に、例えば回転フィルタ 562 に 2 つの波長 λ_1 , λ_2 を透過する帯域のフィルタを用いて得られた波長 λ_1 , λ_2 の映像信号を例えば R, G, としてモニタ 511 側に出力し、上記判断信号を B の映像信号として出力することにより、B の色の有無によりどの部分が病変である可能性が高いか否かを術者に識別し易いようにしても良い。

[0385]

signal for a imitation colour display, by the fluorescent image processor 510, it respectively requires for the ratio of the signal level corresponding to the same position of the fluorescent image of 2 wavelength λ_1 shown in Fig. 38 (c), and λ_2 band by the calculation.

A process whose part of that value compare whether that value exceeded predetermined value with a comparator, and judges a disease part or a normal part is also performed.

[0383]

And, when it is judged that possibility that it is a disease part is high, a display control signal is outputted to the monitor control apparatus 512 by this judgement signal.

For example, a usual image is displayed on the right-hand side of a monitor 511, and left-hand side is made to display the fluorescent image of a imitation colour.

[0384]

In this case, it outputs to a monitor 511 side, for example, doing as R and G the video signal of 2 wavelength λ_1 , wavelength λ_1 obtained using the filter of the band which performs the transmission of the λ_2 , and λ_2 at the rotation filter 562, for example.

It may be made to be easy to perform the identification of whether possibility that which part is a disease is high to an operator by outputting an above-mentioned judgement signal as a video signal of B by the existence of the colour of B.

[0385]

なお、モニタ制御装置 512 はフットスイッチ等の手動による表示選択手段を有し、この表示選択手段を操作することにより、モニタ 511 に表示される画像を選択して表示させることもできる。例えば、モニタ 511 の中央に通常画像を表示させたり、モニタ 511 の右側に通常画像を表示させたり、モニタ 511 の中央に蛍光画像を表示させたり、モニタ 511 の左側に蛍光画像を表示させたり、モニタ 511 の右側に通常画像を、左側に擬似カラーの蛍光画像をスーパーインポーズで表示させたりできる。

【0386】

上記回転フィルタ制御用モータ 561 もタイミングコントローラ 513 によりその回転が制御され、ミラー 526、552、シャッタ 538 が点線で示す位置に設定されたタイミングに同期して複数のフィルタが順次撮像光路上に配置されるようにしている。

【0387】

なお、通常観察用スコープ 502 側の撮像系と蛍光観察用スコープ 503 側の撮像系とは殆ど同じ特性のものが用いてある。例えば、対物レンズ (534 又

In addition, the monitor control apparatus 512 has display selection means by manual operation of a foot switch etc.

The image displayed by the monitor 511 can also be made to choose and display by operating this display selection means.

For example, the centre of a monitor 511 is made to display a usual image.

Moreover, a usual image is made to display on the right-hand side of a monitor 511.

Moreover, the centre of a monitor 511 is made to display a fluorescent image.

Moreover, a fluorescent image is made to display on the left-hand side of a monitor 511.

Moreover, left-hand side can be made to display a usual image the fluorescent image of a imitation colour by super-impose on the right-hand side of a monitor 511.

[0386]

That rotation is also controlled the above-mentioned motor for a rotation filter control 561 by the timing controller 513.

Synchronising with the timing by which mirrors 526 and 552 and the shutter 538 were set as the position shown by the dotted line, the several filter is sequentially made to arrange on an image-pick-up optical path.

[0387]

In addition, the characteristic that the image-pick-up system at the side of the usual scope for an observation 502 and the image-pick-up system at the side of the fluorescent scope for an observation 503 are almost the same is

は547)から被写体までの距離が等しく、同じ被写体像を撮像した場合にはそれぞれ同じ波形(但し信号レベルは異なっているても良い)の画像信号がCCD537及び554から出力されるようにしている。つまり、同じ条件で撮像した場合、同じサイズの被写体像が得られる。

used. For example, the distance from an objective lens (534 or 547) to a photographed object is equal. When picking up the same photographed-object image, the image signal of the respectively same waveform (where the signal level may be different) is made to output from CCD 537 and 554.

When picking up on the same conditions in other words, the photographed-object image of the same size is obtained.

【0388】

この条件に該当しないで、例えば異なるサイズで撮像される場合に対しては、位置合わせを行う前或は後に、サイズを揃える(合わせる)処理を行えば良い。また、この条件に該当する場合でも、後述するようにサイズを揃える処理を行うようにしても良い。次にこの蛍光観察装置501の作用を以下に説明する。

[0388]

It is without corresponding to this condition.

For example, what is sufficient is just to arrange and (it to combine) process size afterward, before performing alignment to the case where it picks up in different size.

It may arrange and be made moreover, to process size, even when it corresponds to this condition so that it may mention later.

Next an effect of this fluorescent observation apparatus 501 is explained below.

【0389】

タイミングコントローラ513は配光光路変更用ミラー526と、撮像光路変更用ミラー552と、回転フィルタ562と、シャッタ538の同期を取る。これにより、ミラー526が実線の位置の場合、ライトガイド521にはランプ523からの通常観察用照明光が導かれ、シャッタ538は開いてイメージ伝送系535を経てCCD537には通常観察像が結ばれる。

[0389]

The timing controller 513 takes the mirror for light-distribution optical-path modification 526, the mirror for image-pick-up optical-path modification 552, the rotation filter 562, and a synchronisation of a shutter 538.

Thereby, when a mirror 526 is the position of a continuous line, the usual illumination light for an observation from a lamp 523 is guided to a light guide 521.

A shutter 538 is opened and a usual observation image is connected to CCD 537 through the image transmission system 535.

また、撮像光路変更用ミラー552も実線の位置にあり、イメージガイド548を通してCCD553に通常観察像が導かれる。

【0390】

一方、配光光路変更用ミラー526が点線の位置の場合、ライトガイド521にはレーザ源529からの励起光が導かれ、シャッター538は閉じている。また、撮像光路変更用ミラー552も点線の位置にあり、イメージガイド548を通してI.I.563に蛍光像が導かれる。この際、蛍光像は回転フィルタ562によって波長帯域の異なる複数の画像に分けられる。

【0391】

タイミングコントローラ513は以上に述べた2つの状態を高速で切替える制御を行う。これによって、この実施例では常に通常画像と蛍光画像との両方を撮像することができる。次に通常画像と蛍光画像をモニタ511に表示するまでの過程を説明する。

【0392】

まず、通常像はCCD537からCCU509を経てモニタ制

Moreover, the mirror for image-pick-up optical-path modification 552 is also in the position of a continuous line.

The image guide 548 is passed through and a usual observation image is guided to CCD 553.

[0390]

On the one side, when the mirror for light-distribution optical-path modification 526 is the position of a dotted line, the excitation light from the source 529 of a laser are guided to a light guide 521. The shutter 538 is closed.

Moreover, the mirror for image-pick-up optical-path modification 552 is also in the position of a dotted line. The image guide 548 is passed through and a fluorescent image is guided to I.I. 563. In this case, a fluorescent image can be divided into the several image from which a wavelength band is different with the rotation filter 562.

[0391]

The timing controller 513 performs the control which switches 2 condition described above at high speed.

By this, both of usual images and fluorescent images can always be picked up in this example. Next a process until it displays a usual image and a usual fluorescent image to a monitor 511 is explained.

[0392]

First, a usual image is sent to the monitor control apparatus 512 through CCU 509 from

御装置 5 1 2 に送られる。一方、CCD 537.

複数の蛍光像は I. I. 5 6 3
により、増幅され CCD 5 5 4
を経て蛍光画像処理装置 5 1 0
に送られ、所定の演算が施され
単一の蛍光画像としてモニタ制
御装置 5 1 2 に送られる。

On the one side, a several fluorescent image is
amplified by I.I. 563 and sent to the fluorescent
image processor 510 through CCD 554.

A predetermined calculation is applied and it
is sent to the monitor control apparatus 512 as
a single fluorescent image.

【0393】

モニタ制御装置 5 1 2 は通常画
像と蛍光画像との内、少なくと
も一方をモニタ 5 1 1 に表示す
る。表示方法としては手動切換
えで一方のみを表示する方法、
蛍光画像処理装置 5 1 0 での演
算結果に基づいて表示する方
法、スーパインポーズ、両方の
画像を合成して表示する方法等
がある。

[0393]

The monitor control apparatus 512 displays at
least one side to a monitor 511 among usual
images and fluorescent images.

There is the method of synthesising and
displaying the image of the method of
displaying only one side, the method displayed
based on the calculation result in the
fluorescent image processor 510, super-
impose, and both by manual-operation
switching as the display method etc.

【0394】

通常画像と蛍光画像との位置合
わせを行う方法を以下に説明す
る。通常光照明時には、イメー
ジガイド 5 4 8、ミラー 5 5 2、
CCD 5 5 3 を介して通常像が
通常画像処理装置 5 5 6 に導か
れる。通常画像処理装置 5 5 6
は臓器 5 3 2 上での通常光 5 3
3 の照明のもとでの最大輝度部
位 5 5 7 を検出する。

[0394]

The method to perform the alignment of a usual
image and a usual fluorescent image is
explained below. At the time of the illumination
of an ordinary light, a usual image is guided to
the usual image processor 556 via the image
guide 548, the mirror 552, and CCD 553. The
usual image processor 556 detects the
maximum brightness part 557 in the basis of the
illumination of the ordinary light 533 on an
organ 532.

【0395】

この検出結果に基づいてモータ
制御装置 5 5 8 がアングルワイ
ヤ制御用モータ 5 5 9 を駆動

[0395]

Based on this detection result, the motor control
apparatus 558 drives the motor for an angle
wire control 559. The observation axis 549 of

し、アングルワイヤ 545 を制御することによって蛍光観察用スコープ 503 の観察軸 549 を最大輝度位置 557 に移動し、図 39 に示すような状態に設定する。この結果、通常画像と蛍光画像とは常にほぼ同一の位置を対象として撮像する状態に維持される。

【0396】

なお、蛍光観察用スコープ 503 の観察軸 549 を移動させる方法としては、ワイヤを用いる方法の他に、形状記憶部材を用いる方法、空気圧湾曲手段等がある。この実施例によれば、通常画像と蛍光画像との位置合わせを簡便に、かつ自動的に行うことができる。従って、術者は通常画像と蛍光画像における一方の画像上の位置に対応する他方の画像上の位置を容易に確認でき、診断とか処置が容易になると共に、短時間で診断とか処置を行うことができる。

【0397】

図 47 は位置合わせを自動に行う機能を備えた第 2 実施例の蛍光観察装置 571 の主要部を示す。この実施例は図 46 の第 1 実施例において、蛍光観察用スコープ 503 と異なる構成の蛍光観察用スコープ 503'

the fluorescent scope for an observation 503 is moved to the maximum brightness position 557 by controlling the angle wire 545.

It is set as the condition that it is shown in Fig. 39. Consequently, a usual image and a usual fluorescent image are maintained by the condition of always picking up an identical position as an object mostly.

[0396]

In addition, there are a method of using the shape memory member other than a method using a wire as a method made moving the observation axis 549 of the fluorescent scope for an observation 503, pneumatic-pressure curvature means, etc.

According to this example, the alignment of a usual image and a usual fluorescent image can be performed easily and automatically.

Therefore, an operator can confirm easily the position on another image corresponding to the position on one image in a usual image and a usual fluorescent image.

While a diagnosis and a treatment become simple, a diagnosis and a treatment can be performed in a short time.

[0397]

Fig. 47 shows the principal part of the fluorescent observation apparatus 571 of the 2nd example provided with function which performs alignment automatically.

Fluorescent scope 503' for an observation of a component of that this example is different from the fluorescent scope for an observation

と、この蛍光観察用スコープ 503' のイメージガイドケーブル 572 の後端に接続された蛍光画像撮像装置 508' と、蛍光観察用スコープ 503' の観察軸 549 を移動させるマニピュレータ 573 とが用いてあり、観察軸 549 を移動させる機構以外は全て図 46 の第 1 実施例と同じである。

【0398】

蛍光観察用スコープ 503' は例えば硬性の挿入部 575 内に対物レンズ 576 及びリレーレンズ系 577 が挿通され、このリレーレンズ系 577 で挿入部 575 の後端側に伝送される。

【0399】

挿入部 575 の後端側に伝送された光学像は結像レンズ 578 によって、可撓性を有する像伝送手段としてのイメージガイド 579 の先端面に結像され、このイメージガイド 579 によりイメージガイドケーブル 572 の後端側の端面に伝送され、蛍光画像撮像装置 508' に入力される。

【0400】

上記蛍光観察用スコープ 503' の挿入部 575 の後端は、複数の軸を持つマニピュレータ 573 に接続され、このマニピ

503 in the 1st example of Fig. 46, fluorescent image image-pick-up apparatus 508' connected to the rear end of the image guide cable 572 of this fluorescent scope 503' for an observation, and the manipulator 573 made to move the observation axis 549 of fluorescent scope 503' for an observation are used.

It is the same as that of the 1st example of all the diagram 46 except the mechanism made to move the observation axis 549.

[0398]

As for fluorescent scope 503' for an observation, the objective lens 576 and the relay lens system 577 are passed through, for example, in the hard insertion part 575.

It transmits to the rear-end side of an insertion part 575 by this relay lens system 577.

[0399]

With the image-formation lens 578, the end surface of the image guide 579 as image transmission means which has flexibility project the images the optical image transmitted to the rear-end side of an insertion part 575.

This image guide 579 transmits to the end face at the side of the rear end of the image guide cable 572.

It inputs into fluorescent image image-pick-up apparatus 508'.

[0400]

The rear end of the insertion part 575 of above-mentioned fluorescent scope 503' for an observation is connected to the manipulator 573 with a several axis.

ュレータ 573 は蛍光画像撮像装置 508' 内部のマニピュレータ制御装置 580 の制御のもとで複数の軸が回動駆動され、挿入部 575 の軸方向を変えることにより、観察軸 549 方向を変えるようにしている。このマニピュレータ制御装置 580 は通常画像処理装置 556 の出力で制御される。

【0401】

図 39 の第 1 実施例ではアングルワイヤ 545 を牽引して湾曲部 544 を湾曲させて観察軸 549 を変更していたが、この実施例では硬性の挿入部 575 を有する蛍光観察用スコープ 503' を用い、マニピュレータ 573 によって挿入部 575 の軸方向を変えて観察軸 549 を変え、観察軸 549 上に最大輝度部位 557 が位置するように位置合わせを行う構成にしている。

【0402】

次に作用を説明する。蛍光観察用スコープ 503' の観察軸 549 を移動させる方向以外は図 39 の実施例と同様である。通常光照明時には、通常像は蛍光観察用スコープ 503' の光学系を経てイメージガイドケーブル 572 の後端に接続された蛍

As for this manipulator 573, the rotation drive of the several axis is performed on the basis of the control of the manipulator control apparatus 580 inside fluorescent image image-pick-up apparatus 508'.

It is made to change observation axis 549 direction by changing the axial direction of an insertion part 575.

This manipulator control apparatus 580 is controlled by the output of the usual image processor 556.

[0401]

In the 1st example of Fig. 39, the towing of the angle wire 545 was performed, the curved part 544 was curved, and the observation axis 549 was changed.

However, in this example, using fluorescent scope 503' for an observation which has the hard insertion part 575, the axial direction of an insertion part 575 is changed and the observation axis 549 is changed with a manipulator 573.

It is making the component which performs alignment so that the maximum brightness part 557 may position on the observation axis 549.

[0402]

Next an effect is explained.

It is the same as that of the example of Fig. 39 except the direction made to move the observation axis 549 of fluorescent scope 503' for an observation.

At the time of the illumination of an ordinary light, a usual image is sent to the usual image processor 556 inside fluorescent image image-

光画像撮像装置 508' 内部の通常画像処理装置 556 に送られ、図 39 の実施例と同様に臓器 532 上の通常光最大輝度部位 557 を検出する。

pick-up apparatus 508' connected to the rear end of the image guide cable 572 through the optical system of fluorescent scope 503' for an observation. The ordinary-light maximum brightness part 557 on an organ 532 is detected as the example of Fig. 39.

【0403】

この検出結果に基づいてマニピュレータ制御装置 580 を介してマニピュレータ 573 を制御して、蛍光観察用スコープ 503' の挿入部 575 を動かし、観察軸 549 を通常光最大輝度部位 557 上へ移動させる位置合わせを行う。

[0403]

Based on this detection result, a manipulator 573 is controlled via the manipulator control apparatus 580.

The insertion part 575 of fluorescent scope 503' for an observation is moved.

The alignment which makes the observation axis 549 move to onto the ordinary-light maximum brightness part 557 is performed.

【0404】

この実施例は図 39 の実施例と比較すると、硬性の挿入部 575 を用いて、この挿入部 575 をマニピュレータ 573 で動かすようにしているので、この蛍光観察用スコープ 503' の観察光学系のブレが少ないこと、位置決め精度を高くできること等からより正確な通常像と蛍光像との位置合わせが可能になる。

[0404]

This example uses the hard insertion part 575 compared with the example of Fig. 39.

It is made to move this insertion part 575 with a manipulator 573. Therefore, the blurring of the observation optical system of this fluorescent scope 503' for an observation is few, the alignment of a usual image exact from the ability of positioning accuracy to be made high and a fluorescent image is made.

【0405】

従って、図 46 の装置と同様に通常画像と蛍光画像間における対応する位置の確認が容易になり、診断とか処置を容易かつ短時間で適切にできるような環境

[0405]

Therefore, a confirmation of the corresponding position between a usual image and a fluorescent image becomes simple as the apparatus of Fig. 46.

The environment where a diagnosis and a

を提供できる。

treatment are made easily suitable in a short time can be offered.

【0406】

なお、図47では挿入部575の後端にマニピュレータ573を接続したが、挿入部575の後端側に把持部又は操作部を設けて、その把持部又は操作部にマニピュレータ573を接続する構造にしても良い。

[0406]

In addition, the manipulator 573 was connected to the rear end of an insertion part 575 in Fig. 47. However, a holding part or an operating part is provided in the rear-end side of an insertion part 575. You may make the structure where a manipulator 573 is connected to that holding part or operating part.

【0407】

また、マニピュレータ573で蛍光観察用スコープ503'を傾けるように移動する等して観察軸549を最大輝度部位557に一致させるものに限定されるものでなく、例えば図40においてマニピュレータ573の代わりにアームを用いて、このアームの一端側を挿入部575の後端側に接続し、このアームの他端側をモータ等で回転して観察軸549上に最大輝度部位557が一致するようにしても良い。

[0407]

Moreover, it is not limited to the thing which makes the observation axis 549 which moves so that fluorescent scope 503' for an observation may be leaned with a manipulator 573 congruous with the maximum brightness part 557. For example, in Fig. 40, the arm is used instead of the manipulator 573.

The one-end side of this arm is connected to the rear-end side of an insertion part 575.

The other-end side of this arm is rotated by the motor etc., and the maximum brightness part 557 may be made to be congruous on the observation axis 549.

【0408】

この場合、観察軸549の移動する軌跡は（モータの回転軸と直交する）1つの平面内で移動するが、この平面内に観察軸549とレンズ531の光軸とが含まれるように予め設定すれば良い。

[0408]

In this case, the tracing which the observation axis 549 moves is moved within one (as perpendicular to as revolving shaft of motor) flat surface.

However, what is sufficient is just to set up beforehand so that the observation axis 549 and the optical axis of a lens 531 may be

included in this flat surface.

【0409】

なお、図47の蛍光観察用スコープ503'ではリレーレンズ系577で伝送された像を、さらに可撓性を有するイメージガイドケーブル572内に挿通されたイメージガイド579で蛍光画像撮像装置508'側に伝送する構成であるが、この構成に限定されるものでなく他の構成でも良い。

[0409]

In addition, in fluorescent scope 503 for observation ' of Fig. 47, it is the component of transmitting the image transmitted by the relay lens system 577 to a fluorescent image image-pick-up apparatus 508' side in the image guide 579 passed through in the image guide cable 572 which has flexibility further.

However, not the thing limited to this component but the other component may be used.

【0410】

例えばレンズ578の結像位置側となる挿入部575の後端側に蛍光画像撮像装置508'を収納或は配置しても良い。また、可撓性のイメージガイドケーブル572でなく、リレーレンズ系等のリジッドの像伝送手段で蛍光画像撮像装置508'に像を伝送する構成にしても良い。

[0410]

For example, fluorescent image image-pick-up apparatus 508' may be contained or arranged on the rear-end side of the becoming insertion part 575 the image-formation position side of a lens 578.

Moreover, you may make the component which transmits an image to fluorescent image image-pick-up apparatus 508' with rigid image transmission means, such as not the flexible image guide cable 572 but a relay lens system.

【0411】

なお、図46及び図47では、通常光533の照明の場合、通常観察用スコープ50の観察軸はレンズ31の光軸と平行であり、これらの間の距離（便宜上dとする）は、被写体までの距離（図46又は図47では臓器532上の最大輝度部位557までの距離）に比較して小さい

[0411]

In addition, in the case of the illumination of an ordinary light 533, in Fig. 46 and 47. The observation axis of the usual scope for an observation 50 is parallel to the optical axis of a lens 31.

The distance between these (it has as d for convenience) considered that it can ignore compared with the distance (Fig. 46 or 47 distance to the maximum brightness part 557

として無視できるとした。

on an organ 532) to a photographed object as if it was small.

【0412】

上記距離 d を考慮して以下のよ
うに位置合わせを行うようにし
ても良い。例えば、図46にお
いて2つのスコープ502、5
03を体腔内519に挿入した
場合、レンズ531の光軸とレ
ンズ534の光軸を含む面内に
スコープ503の光軸（観察軸
549に一致）が存在するよう
に設定する。

[0412]

Above-mentioned distance d is considered and it may be made to perform alignment as follows.

For example, when 2 scopes 502 and 503 are inserted in an intra-corporeal 519 in Fig. 46, it sets up so that the optical axis (it is congruous with the observation axis 549) of a scope 503 may exist in the surface containing the optical axis of a lens 531, and the optical axis of a lens 534.

【0413】

この設定はスコープ502を挿
入部514の軸の回りで回転す
ることにより簡単に行うことが
できる。図46はこの設定が行
われた状態であるとする（但し、
湾曲部544はまっすぐにされ
た状態であるとする）。

[0413]

This set-up can be simply performed by rotating a scope 502 around the axis of an insertion part 514.

Fig. 46 considers that it is in the condition that this set-up was performed.

(Where, a curved part 544 considers that it is in the condition made straight).

【0414】

この状態で、通常光533で照
明し、CCD553により撮像
された信号から最大輝度部位5
57を検出する。その後、挿入
部541を所定長さだけ前進移
動（挿入）又は後退移動させて
再び最大輝度部位557を検出
し、両画像上での最大輝度部位
557のずれ量と所定長さ量と
を用いて、演算を行い、移動後
の最大輝度部位557に隣接す

[0414]

In this condition, it illuminates by the ordinary light 533.

The maximum brightness part 557 is detected from the signal picked up by CCD 553. Then, an insertion part 541 is advance-moved or (insertion) retreat moved only by predetermined length, and the maximum brightness part 557 is detected again.

The amount of gaps and the amount of predetermined length of the maximum brightness part 557 on a both image are used.

る（レンズ 5 3 4 の光軸の前方で臓器 5 3 2 上の）位置（図 3 9 では最大輝度部位 5 5 7 から左側に d だけずれた位置）を算出して、この位置にスコープ 5 0 3 の観察軸 5 4 9 を合わせる目標位置とする。

【 0 4 1 5 】

そして、この目標位置の算出結果に基づいてモータ 5 5 9 を回転させて湾曲部 5 4 4 を（観察軸 5 4 9 が目標位置側に近づくような方向に）湾曲させ、観察軸 5 4 9 が目標位置に達したら回転を停止させて位置合わせを終了する。このように位置合わせを行うと、より精度の高い位置合わせが可能になり、通常像と蛍光像の両画像上の対応する位置の確認がより容易になる。

【 0 4 1 6 】

また、位置合わせを行った後等に、例えば挿入部 5 7 5 を観察軸 5 4 9 の方向に移動して蛍光観察用スコープ 5 0 3、又は 5 0 3' 側で撮像された画像のサイズを変え、通常観察用スコープ 5 0 2 側で撮像された画像のサイズに一致した時にその移動

It calculates.

The position to which it is adjacent to the maximum brightness part 557 after moving (front of the optical axis of a lens 534 on an organ 532) is computed. (Position which deviated from the maximum brightness part 557 of Fig. 39 to left-hand side only at d)

It is done as the target position which combines the observation axis 549 of a scope 503 to this position.

[0415]

And, a motor 559 is made to rotate based on the calculation result of this target position, and a curved part 544 is curved (in direction in which the observation axis 549 approaches a target-position side).

If the observation axis 549 reaches a target position, rotation will be made to stop and alignment will be finished.

Thus if alignment is performed, accurate alignment will become possible more.

A confirmation of the position to which it corresponds on the both image of a usual image and a fluorescent image becomes simpler.

[0416]

Moreover, after performing alignment, size of the image which moves an insertion part 575 in the direction of the observation axis 549, for example, and was picked up by fluorescent scope for observation 503 or 503' side is changed.

When it conforms in size of the image picked up by the usual scope 502 side for an

を停止させるようなサイズ合わせの処理を行うようにしても良い（勿論、スコープ502側を挿入部502の軸方向に移動しても良い）。

【0417】

また、例えば、図46又は図47のレンズ551をその光軸方向に移動させてサイズを可変してサイズ合わせを行うようにしても良い。このようなサイズ合わせの処理を行うと通常観察像と蛍光像との各画像上での位置の対応関係はより正確に一致することになり、診断とか治療等の処置を行い易くできる。

【0418】

また、このサイズ合わせの処理を行うと、通常観察用スコープ502側と蛍光観察用スコープ503'側の光学系の結像特性（焦点距離とか画角等）が異なる場合とか通常観察用スコープ502の先端から被写体までの距離と蛍光観察用スコープ503'の先端から被写体までの距離とが異なる等のために両画像のサイズが異なる場合にも、通常観察像と蛍光像との各画像上での位置の対応関係は正確に一致するようにできる。なお、サイズ合わせの処理を自動的に行うようにしても良いし、術者又

observation, it may be made to process the size alignment which makes it stop that moving (you may move the of course and scope 502 side to the axial direction of an insertion part 502).

[0417]

Moreover, for example, the lens 551 of Fig. 46 or 47 is made to move in that direction of an optical axis, size is varied, and it may be made to perform a size alignment.

When processing such a size alignment, the correspondence relationship of the position on each image of a usual observation image and a usual fluorescent image will be more correctly congruous.

It becomes easy to perform treatments, such as a diagnosis and a treatment.

[0418]

Moreover, when processing this size alignment, for the distance to a photographed object being different etc, from the distance from the end of fluorescent scope 503' for an observation to a photographed object from the end of the case where the image-formation characteristics (a focal distance, angle of view, etc.) of the optical system at the side of the usual scope for an observation 502 and fluorescent scope 503' for an observation are different, or the usual scope for an observation 502 etc. When size of a both image is different, the correspondence relationship of the position on each image of a usual observation image and a usual fluorescent image can be correctly congruous.

In addition, it may be made to process a size

は操作者の操作でマニュアルで行っても良い。また、位置合わせをマニュアル（手動）で設定できるようにしても良い。また、自動と手動を選択できるようにしても良い。

【0419】

なお、図46或は図47の蛍光観察装置501又は571において、CCD553の出力を第2の通常画像用CCU等に出し、かつこの第2の通常画像用CCUで生成された映像信号をモニタ制御装置512を介してモニタ511に表示できるようにしても良い。

【0420】

この場合、通常画像用CCU509で生成された映像信号とを交互にモニタ511で表示し、この交互の表示に同期して左右の液晶を交互に透過及び遮光させる液晶メガネを用いて観察することで、術者等が立体視できるようにすることが可能になる。また、各映像信号をHMDの左右の液晶表示部等でそれぞれ表示し、術者が立体視できるようにすることも可能である。

【0421】

また、第2の通常画像用CCU

alignment automatically.

A manual may perform by operation of an operator or an operator.

Moreover, you may enable it to set up alignment by the manual (manual operation).

Moreover, you may enable it to choose automatic and a manual operation.

[0419]

In addition, in the fluorescent observation apparatus 501 of Fig. 46 or 47, or 571, the output of CCD 553 is outputted to CCU degree for 2nd usual images.

And you may enable it to display the video signal generated by this CCU for 2nd usual images to a monitor 511 via the monitor control apparatus 512.

[0420]

In this case, a monitor 511 shows alternately the video signal generated by usual CCU for images 509 a table.

It can make it possible to view three-dimensionally an operator etc. by observing a right and left liquid crystal alternately using a transmission and the liquid-crystal spectacles made to shade synchronising with this mutual display. Moreover, the liquid-crystal display part of right and left of HMD etc. respectively shows each video signal a table.

It is also possible to enable it to view three-dimensionally an operator.

[0421]

Moreover, it performs inputting the video signal

で生成された映像信号と通常画像用CCU509で生成された映像信号とを立体画像合成装置に入力する等して立体画像の映像信号を生成し、この立体画像の映像信号をモニタ511等の画像表示手段で表示するようにしても良い。

【0422】

なお、図46及び図47の蛍光観察装置501又は571においては、位置合わせを行う場合、最大輝度部位を検出して、その最大輝度部位（又は目標位置）が観察軸上になるようにして蛍光観察用スコープ503又は503'を湾曲等で傾けるように移動しているが、最大輝度の部位でなく、他のレベルの輝度部位を検出して行うようにしても良い。

【0423】

例えば、最大輝度より少し低い輝度レベルの部位を蛍光観察用スコープ503又は503'で検出してそれを基準部位とし、その基準部位が通常観察用スコープの像の場合と重なるように蛍光観察用スコープ503又は503'を移動しても良い。

【0424】

また、通常観察用スコープ50

generated by CCU for 2nd usual images, and the video signal generated by usual CCU for images 509 into solid image synthesis apparatus etc., and the video signal of a solid image is generated.

It may be made to display the video signal of this solid image with image display means, such as a monitor 511.

[0422]

In addition, in the fluorescent observation apparatus 501 of Fig. 46 and 47, or 571, when performing alignment, a maximum brightness part is detected.

It is moving so that the fluorescent scope for an observation 503 or 503' may be leaned by the inflection etc., as that maximum brightness part (or target position) becomes on an observation axis.

However, it may be made to perform by detecting not the part of a maximum brightness but the brightness part of the other level.

[0423]

For example, the part of a brightness level somewhat lower than a maximum brightness is detected by the fluorescent scope for an observation 503, or 503', and let that be a standard part.

You may move the fluorescent scope for an observation 503, or 503' so that it may overlap with the case where that standard part is the image of the usual scope for an observation.

[0424]

Moreover, the amount of correlation with the

2で撮像された像と蛍光観察用スコープ503又は503'で撮像された像(例えばCCD553で撮像された像)との相関量が最大となるように一方のスコープを移動して位置合わせを行うようにしても良い。この場合、2つの画像において、例えば最大輝度部位位置が重なるように一方のスコープを移動しても良いし、他の基準位置とか複数の基準位置が重なるように少なくとも一方のスコープを移動させるようにしても良い。

【0425】

図46及び図47では、位置合わせ等の照明は通常観察用スコープ502のライトガイド521から出射した照明光で行うようにしているが、これに限定されるものでなく、ライトガイド521を蛍光観察用スコープ503又は503'側に設けても良い。この場合には、位置合わせは通常観察用スコープ502をマニピュレータ等で傾ける等して行えば良い。また、通常観察用スコープ502の挿入部に湾曲部を設けた軟性内視鏡の場合には、湾曲部の湾曲を制御して位置合わせを行うようにしても良い。

【0426】

なお、図46及び図47の実施

image (for example, image picked up by CCD 553) picked up by the image picked up with the usual scope for an observation 502, the fluorescent scope for an observation 503, or 503' is the maximum. This scope of one is moved and it may be made to perform alignment.

In this case, in 2 images, you may move one scope so that a maximum brightness part position may overlap.

It may be made to make at least one scope move so that the other standard position and several standard position may overlap.

[0425]

It is made to perform with the illumination light which radiated illumination, such as alignment, from the light guide 521 of the usual scope for an observation 502 in Fig. 46 and 47.

However, the not thing but light guide 521 limited to this may be provided in fluorescent scope for observation 503, or 503' side.

In this case, alignment performs leaning with a manipulator etc. etc. and should just perform the usual scope for an observation 502.

Moreover, in the case of the softness endoscope which provided the curved part in the insertion part of the usual scope for an observation 502, the inflection of a curved part is controlled, and it may be made to perform alignment to it.

[0426]

In addition, I.I. 563 is arranged before

例では、通常像の映像信号と同じようなレベルの映像信号を得るために蛍光像撮像用 CCD 554 の前に I. I. 563 を配置して光増幅するようにしているが、I. I. 563 を用いる代わりに例えば 2 次元ロックインアンプを蛍光画像処理装置 510 に設けるようにしても良い。

【0427】

例えば、レーザ源 529 による励起光を、タイミングコントローラ 513 でその回転が制御された回転シャッタ等により、所定の周期（例えば $1/60$ S の数 10 分の 1 程度の期間で、2T とする）のパルス光にして（ミラー 526、ライトガイド 521 等を介して）臓器 532 側に照射する。このパルス光の明滅に同期し、モータ 561 により例えば $1/60$ S で 1 回転される回転フィルタ 562 に設けた例えば（波長 λ_1 , λ_2 の波長の蛍光を通す）2 つのフィルタを順次通して CCD 554 で撮像する（例えばミラー 526 は $1/60$ S で実線の位置と点線の位置に切換えられ、 $1/30$ S で蛍光像と通常像が得られる）。

【0428】

この CCD 554 を上記パルス

fluorescent CCD for an image pick-up 554, and it is made to perform optical amplification in the example of Fig. 46 and 47, in order to obtain the video signal of a usual image, and the video signal of the same level.

However, it may be made to provide a two-dimensional lock-in amp in the fluorescent image processor 510 instead of using I.I. 563, for example.

[0427]

For example, the excitation light by the laser source 529 are made into the pulsed light of a predetermined period (for example, it has as 2T in about 1/several 10 period of $1/60$ S) with the rotation shutter with which that rotation was controlled by the timing controller 513 (via a mirror 526, the light guide 521, etc.). It irradiates to an organ 532 side.

It synchronises with the blinking of this pulsed light.

For example, it provided in the rotation filter 562 by which one revolution is performed, for example, by $1/60$ S by the motor 561 (the fluorescence of the wavelength of wavelengths (λ) 1 and 2 (λ) is passed through), 2 filters are sequentially passed through. It picks up by CCD 554 (a mirror 526 switched to the position of a continuous line, and the position of a dotted line by $1/60$ S, for example. and fluorescent image and a fluorescent usual image are obtained by $1/30$ S.)

[0428]

Synchronising with period T of light and dark of

光の明と減の期間 T に同期してドライブ信号を印加し、高速度で読み出し、2次元ロックインアンプに入力する。この2次元ロックインアンプではまず A/D 変換した後、2つのフレームメモリに明と減の期間 T で撮像された各画像（odd 画像と even 画像と記す）を順次格納し、これら格納された odd 画像と even 画像間で対応する画像部分で差分を抽出する処理が差分回路で行われた後、次段の累積積分回路に入力され、差分回路を通した画像が累積される。

[0429]

この累積は波長 λ_1 の光を透過するフィルタが CCD 554 の光路上にある期間行われた後、2次元ロックインアンプの出力信号としてマルチプレクサを介して波長 λ_1 の画像を格納するフレームメモリに格納される。この後、続いて波長 λ_2 の光を透過するフィルタが CCD 554 の光路上にある期間に同様の差分を抽出する処理、及び抽出された画像を累積する処理が行われ、その後マルチプレクサを介して波長 λ_2 の画像を格納するフレームメモリに格納される。

[0430]

above-mentioned pulsed light, a drive signal is applied this CCD 554. It reads out at high speed. It inputs into a two-dimensional lock-in amp. With this two-dimensional lock-in amp, after performing A/D conversion first, each image (it is described as odd image and even image) picked up by period T of light and dark is sequentially stored in 2 frame memories.

After performing a process which extracts a difference in the image part which corresponds between these stored odd image and even image in a differential circuit, it inputs into the accumulation integration circuit of the following stage. The image which passed through the differential circuit is accumulated.

[0429]

This accumulation is stored in the frame memory which stores the image of wavelength λ_1 via a multiplexer as an output signal of a two-dimensional lock-in amp after performing the filter which performs the transmission of the light of wavelength λ_1 , during the time which has CCD 554 on the optical path.

A process which accumulates the image which extracts the difference as the period of CCD 554 which exists on the optical path with the same filter which performs the transmission of the light of wavelength λ_2 continuously after this, and which was processed and extracted is performed. It is stored in the frame memory which stores the image of wavelength λ_2 via a multiplexer after that.

[0430]

このように励起光の明滅に同期して、2次元ロックインアンプにより撮像した各撮像信号の差分成分を抽出し、それらを累積する積分処理を行って、各波長の蛍光像を生成することにより、S/Nの大きな蛍光像を得ることができる（なお、図32のI. I. 423等の代わりに、も2次元ロックインアンプを適用できる）。なお、上述した実施例等を部分的に組み合わせる等して異なる構成にしても良い。

【0431】

【付記】

(6-1) 通常の照明光による通常像を得る通常観察用スコープと、励起光による励起に基づく蛍光像を得る蛍光観察用スコープを用いて通常像と蛍光像との両方を同時に或は時分割で切換えて表示する蛍光観察装置において、通常照明された対象上で予め定められた輝度の部位を検出する検出手段と、検出された部位の方向に前記蛍光観察用スコープの視軸を移動させる視軸移動手段とを設けた蛍光観察装置。

Thus it synchronises with the blinking of excitation light.

The differential component of each image-pick-up signal picked up with the two-dimensional lock-in amp is extracted.

Integral processing which accumulates them is performed. The fluorescent large image of S/N can be obtained by generating the fluorescent image of each wavelength (in addition, I.I. 423 of Fig. 32 etc. can apply a two-dimensional lock-in amp also instead of that).

In addition, you may make the component which performs combining the performed above-mentioned example partially etc., and is different.

[0431]

[Additional remark]

(6-1) The usual scope for an observation which obtains the usual image by the usual illumination light, the fluorescent scope for an observation which obtains the fluorescent image based on the excitation by excitation light is used. It is a simultaneous with both of usual images and fluorescent images. Or In the fluorescent observation apparatus switched and displayed by the time division, the detector which detects the part of the brightness predetermined on the illuminated usual object, the fluorescent observation apparatus which provided the view-axis movement means which makes the view axis of the above-mentioned fluorescent scope for an observation move in the direction of the detected part.

【0432】

この蛍光観察装置は通常の照明光で照明された対象上で、予め定められた輝度の部位を検出手段で検出し、検出された部位に蛍光観察用スコープの視軸を移動させることにより、通常観察用スコープで得られる通常像と蛍光観察用スコープで得られる蛍光像の位置合わせを行う。従って、術者は通常像と蛍光像との画像上での対応する位置を容易に確認でき、診断とか処置がし易い。

[0432]

This fluorescent observation apparatus detects the part of the brightness predetermined on the object illuminated with the usual illumination light by the detector.

By making the detected part move the view axis of the fluorescent scope for an observation, the alignment of the usual image obtained with the usual scope for an observation and the fluorescent image obtained with the fluorescent scope for an observation is performed. Therefore, an operator can confirm easily the corresponding position on the image of a usual image and a usual fluorescent image. It is easy to perform a diagnosis and a treatment.

【0433】

(6-2) 前記予め定められた輝度は、最大輝度である付記(6-1)記載の蛍光観察装置。

[0433]

(6-2) The predetermined above-mentioned brightness is fluorescent observation apparatus described in an additional remark (6-1) which is a maximum brightness.

【0434】

(6-3) 前記視軸移動手段は、前記蛍光観察用スコープの先端側に設けられた湾曲手段である付記(6-1)記載の蛍光観察装置。

[0434]

(6-3) The above-mentioned view-axis movement means is fluorescent observation apparatus described in an additional remark (6-1) which is curvature means provided in the end side of the above-mentioned fluorescent scope for an observation.

【0435】

(6-4) 前記湾曲手段は、前記蛍光観察用スコープ内に挿通され、先端部で一端が固定されたワイヤを駆動する手段を有する付記(6-3)記載の蛍光

[0435]

(6-4) Above-mentioned curvature means is passed through in the above-mentioned fluorescent scope for an observation.

The fluorescent observation apparatus described in an additional remark (6-3) which

観察装置。

has means to drive the wire by which the one end was fixed by the point.

【0436】

(6-5) 前記視軸移動手段は、前記蛍光観察用スコープの挿入部の後端側に接続された複数の軸を有するマニピュレータからなる付記(6-1)記載の蛍光観察装置。

[0436]

(6-5) The above-mentioned view-axis movement means is fluorescent observation apparatus described in an additional remark (6-1) which consists of the manipulator which has the several axis connected to the rear-end side of the insertion part of the above-mentioned fluorescent scope for an observation.

【0437】

【発明の効果】

以上説明したように本発明の蛍光内視鏡装置によれば、制御手段により画像検出手段で求められた蛍光画像の強度分布が当該均一となるように、少なくとも前記配光手段または画像補正手段のどちらか一方を制御するので、あらかじめ、蛍光強度分布が均一になるように補正することで誤りの少ない、より精度の高い診断を行うことができるという効果がある。

[0437]

[EFFECT OF THE INVENTION]

As explained above, according to the fluorescent endoscope apparatus of this invention, either at least the above-mentioned light-distribution means or image correction means is controlled so that it becomes uniform being strong distributed of the fluorescent image obtained by the image detector by control means. Therefore, there is an effect that an error is few and that an accurate diagnosis can be performed more, by correcting beforehand, so that a fluorescence-intensity distribution may become uniform.

【図面の簡単な説明】

【図1】

図1及び図2は本発明の第1実施例に係わり、図1は蛍光内視鏡装置の第1実施例の構成を示す構成図

[BRIEF EXPLANATION OF DRAWINGS]

[FIGURE 1]

Fig. 1 and 2 relates to the 1st example of this invention. Fig. 1 is a block diagram showing the component of the 1st example of fluorescent endoscope apparatus.

【図 2】

図 1 の蛍光内視鏡の変形例の要部の構成を示す構成図

[FIGURE 2]

The block diagram showing the component of the principal part of the modification of the fluorescent endoscope of Fig. 1

【図 3】

第 2 実施例に係る蛍光内視鏡装置の内視鏡先端部の構成を示す構成図

[FIGURE 3]

The block diagram showing the component of the endoscope point of the fluorescent endoscope apparatus based on the 2nd example

【図 4】

図 4 及び図 5 は第 3 実施例に係わり、図 4 は蛍光内視鏡装置の内視鏡先端部の構成を示す構成図

[FIGURE 4]

Fig. 4 and 5 is concerned in the 3rd example. Fig. 4 is a block diagram showing the component of the endoscope point of fluorescent endoscope apparatus.

【図 5】

図 4 の蛍光内視鏡装置の変形例の内視鏡先端部の構成を示す構成図

[FIGURE 5]

The block diagram showing the component of the endoscope point of the modification of the fluorescent endoscope apparatus of Fig. 4

【図 6】

図 6 ないし図 8 は第 4 実施例に係わり、図 6 は蛍光内視鏡装置の第 4 実施例の構成を示す構成図

[FIGURE 6]

Fig(s). 6 to 8 relate to the 4th example. Fig. 6 is a block diagram showing the component of the 4th example of fluorescent endoscope apparatus.

【図 7】

図 6 の蛍光内視鏡の変形例の構成を示す構成図

[FIGURE 7]

The block diagram showing the component of the modification of the fluorescent endoscope of Fig. 6

【図 8】

図 6 の LUT の補正方法の一例を説明する説明図

[FIGURE 8]

Explanatory drawing explaining an example of the correction method of LUT of Fig. 6

【図 9】

鉗子先端に蛍光塗料を塗った蛍光内視鏡装置の要部の構成を示す構成図

[FIGURE 9]

The block diagram showing the component of the principal part of fluorescent endoscope apparatus which applied the fluorescent paint at the end of a forceps

【図 10】

図 9 の蛍光塗料の蛍光特性を示す特性図

[FIGURE 10]

The characteristic view showing the fluorescent characteristic of the fluorescent paint of Fig. 9 --

【図 11】

図 9 の蛍光塗料による擬似カラー表示の一例を説明する説明図

[FIGURE 11]

Explanatory drawing explaining an example of the imitation colour display by the fluorescent paint of Fig. 9

【図 12】

外部照明の影響を除去することのできる蛍光内視鏡の構成を示す構成図

[FIGURE 12]

The block diagram showing the component of the fluorescent endoscope which can remove influence of the external illumination

【図 13】

硬性鏡を備えた滅菌構造の蛍光内視鏡の構成を示す構成図

[FIGURE 13]

The block diagram showing the component of the fluorescent endoscope of the sterilisation structure provided with the hard mirror

【図 14】

図 14 ないし図 16 は蛍光画像における S/N を向上できるようにした蛍光観察装置の一実施例に係り、図 2-1 は蛍光観察装置の全体構成を示す構成説明図

[FIGURE 14]

Figs. 14 to 16 relate to one example of the fluorescent observation apparatus which enabled it to improve S/N in a fluorescent image. Fig. 2-1 is an explanatory drawing of a component of that the entire component of fluorescent observation apparatus is shown.

【図 15】

図 14 の構成における蛍光画像

[FIGURE 15]

The block diagram showing the component of

処理装置の構成を示すブロック
図

the fluorescent image processor in the
component of Fig. 14

【図 1 6】

蛍光画像処理装置における画像
変換テーブル作成時の動作を説
明する説明図

[FIGURE 16]

Explanatory drawing explaining the operation at
the time of the image conversion table
production in a fluorescent image processor

【図 1 7】

蛍光観察用の光源として2つの
レーザ装置を備えた蛍光観察装
置の構成例を示す構成説明図

[FIGURE 17]

Component explanatory drawing showing the
example of a component of the fluorescent
observation apparatus provided with 2 laser
apparatus as a light source for a fluorescent
observation

【図 1 8】

1つの光源装置により通常の内
視鏡観察と蛍光観察とを可能に
した蛍光観察装置の構成例を示
す構成説明図

[FIGURE 18]

Component explanatory drawing showing the
example of a component of the fluorescent
observation apparatus in which a usual
endoscope observation and a usual fluorescent
observation were made to be completed by the
one light source device

【図 1 9】

蛍光観察とレーザ治療とが同時
に可能な蛍光診断治療装置の第
1の実施例に係る装置の全体構
成を示す構成説明図

[FIGURE 19]

Component explanatory drawing in which a
fluorescent observation and a laser treatment
show the entire component of the apparatus
based on the 1st example of simultaneously
possible fluorescent-diagnosis treatment
apparatus

【図 2 0】

蛍光観察とレーザ治療とが同時
に可能な蛍光診断治療装置の第
2の実施例に係る装置の全体構
成を示す構成説明図

[FIGURE 20]

Component explanatory drawing in which a
fluorescent observation and a laser treatment
show the entire component of the apparatus
based on the 2nd example of simultaneously

possible fluorescent-diagnosis treatment apparatus

【図 2 1】

蛍光観察とレーザー治療とが同時に可能な蛍光診断治療装置の第 3 の実施例に係る装置の全体構成を示す構成説明図

[FIGURE 21]

Component explanatory drawing in which a fluorescent observation and a laser treatment show the entire component of the apparatus based on the third embodiment of simultaneously possible fluorescent-diagnosis treatment apparatus

【図 2 2】

蛍光観察画像を補正するための赤外画像生成用の光源として赤外光源を用いた蛍光観察装置の構成例を示す構成説明図

[FIGURE 22]

Component explanatory drawing showing the example of a component of the fluorescent observation apparatus using the source of an infrared-light as a light source for the infrared image generation for performing the correction of the fluorescent observation image

【図 2 3】

励起光の導光手段を蛍光観察用の内視鏡を対象部位へ導くガイド管に設けた蛍光観察装置の構成例を示す構成説明図

[FIGURE 23]

Component explanatory drawing showing the example of a component of the fluorescent observation apparatus which provided light-guide means of excitation light in the guide pipe which guides the endoscope for a fluorescent observation to an object part

【図 2 4】

図 2-10 に示したガイド管の先端部の構成を示す斜視図

[FIGURE 24]

The perspective diagram showing the component of the point of the guide pipe shown in Fig. 2-10

【図 2 5】

内視鏡のチャンネルに細径の内視鏡を挿入して使用する親子スコープ型の内視鏡を用いた蛍光

[FIGURE 25]

Component explanatory drawing showing the example of a component of the fluorescent observation apparatus using the main and sub

観察装置の構成例を示す構成説明図

scope type endoscope which inserts and is used the endoscope of a narrow diameter to the channel of an endoscope

【図 26】

図 26 ないし図 28 は蛍光観察装置の空間形成手段の一実施例に係り、図 26 は蛍光観察装置の概略構成を示す説明図

[FIGURE 26]

Figs. 26 to 28 relate to one example of space formation means of fluorescent observation apparatus. Fig. 26 is an explanatory drawing which shows the schematic component of fluorescent observation apparatus.

【図 27】

蛍光観察装置の内視鏡先端部に取り付けられる空間部形成手段としての透明カバーを示す説明図

[FIGURE 27]

Explanatory drawing showing the transparent cover as space part formation means attached in the endoscope point of fluorescent observation apparatus

【図 28】

空間部形成手段である透明カバーを内視鏡先端部に取り付けした内視鏡の作用を示す説明図

[FIGURE 28]

Explanatory drawing showing an effect of the endoscope which attached the transparent cover which is space part formation means in the endoscope point

【図 29】

側視型内視鏡に取り付ける透明カバーを示す説明図

[FIGURE 29]

Explanatory drawing showing the transparent cover attached in a side-view type endoscope

【図 30】

斜視型内視鏡に取り付ける透明カバーを示す説明図

[FIGURE 30]

Explanatory drawing showing the transparent cover attached in an perspective type endoscope

【図 31】

透明カバーを斜視型内視鏡先端部に取り付けた内視鏡の作用を示す説明図

[FIGURE 31]

Explanatory drawing showing an effect of the endoscope which attached the transparent cover in the perspective type endoscope point

【図 3 2】

側視型内視鏡及び斜視型内視鏡の先端部に取り付けられる他の空間部形成手段の説明図

[FIGURE 32]

Explanatory drawing of the other space part formation means attached in the point of a side-view type endoscope and an perspective type endoscope

【図 3 3】

側視型内視鏡及び斜視型内視鏡の先端部に取り付けられるその他の空間部形成手段の説明図

[FIGURE 33]

Explanatory drawing of other space part formation means attached in the point of a side-view type endoscope and an perspective type endoscope

【図 3 4】

側視型内視鏡及び斜視型内視鏡の先端部に取り付けられるまた他の空間部形成手段の説明図

[FIGURE 34]

Moreover it attaches in the point of a side-view type endoscope and an perspective type endoscope, it is the explanatory drawing of the other space part formation means.

【図 3 5】

図 3 3 に示すその他の空間部形成手段を斜視型内視鏡の先端部に取り付けた内視鏡の作用を示す説明図

[FIGURE 35]

Explanatory drawing showing an effect of the endoscope which attached other space part formation means shown in Fig. 33 in the point of an perspective type endoscope

【図 3 6】

図 3 6 及び図 3 7 は、蛍光観察装置の内視鏡に設ける空間部形成手段の別の実施例に係り、図 3 6 は空間部形成手段であるバルーンを直視型内視鏡に設けたときの作用を示す説明図

[FIGURE 36]

Fig. 36 and 37 relates to another example of space part formation means provided in the endoscope of fluorescent observation apparatus.

Fig. 36 is an explanatory drawing which shows the effect when providing the balloon which is space part formation means in a direct-view type endoscope.

【図 3 7】

[FIGURE 37]

空間部形成手段であるバルーンを前方斜視型内視鏡に設けたときの作用を示す説明図

Explanatory drawing showing the effect when providing the balloon which is space part formation means in a front perspective type endoscope

【図 3 8】

図 3 8 ないし図 4 5 は距離に関係しないで良好な診断を行うのに適した蛍光像を得る蛍光観察装置の第 1 ないし第 3 実施例に係り、図 3 8 は対象部位までの距離により撮像された蛍光強度の一部が飽和することを示す説明図

[FIGURE 38]

Figs. 38 to 45 relate to the 1st or 3rd example of the fluorescent observation apparatus which obtains the fluorescent image suitable for performing a favourable diagnosis without being related to distance.

Fig. 38 is an explanatory drawing which shows a part of fluorescence intensity picked up by the distance to an object part saturates.

【図 3 9】

蛍光観察装置の第 1 実施例の構成図

[FIGURE 39]

The block diagram of the 1st example of fluorescent observation apparatus

【図 4 0】

図 3 9 の変形例における画像表示制御系の構成を示すブロック図

[FIGURE 40]

The block diagram showing the component of the image display control system in the modification of Fig. 39

【図 4 1】

蛍光観察装置の第 2 実施例の構成図

[FIGURE 41]

The block diagram of the 2nd example of fluorescent observation apparatus

【図 4 2】

図 4 1 における蛍光光量検出装置の構成を示すブロック図

[FIGURE 42]

The block diagram showing the component of the fluorescent quantity-of-light detector in Fig. 41

【図 4 3】

第 2 実施例の変形例の構成を示す構成図

[FIGURE 43]

The block diagram showing the component of the modification of the 2nd example

【図 4 4】

術者が手術する様子を示す説明
図

[FIGURE 44]

Explanatory drawing showing a mode that an operator performs an operation

【図 4 5】

蛍光観察装置の第 3 実施例にお
ける立体視内視鏡の構成を示す
構成図

[FIGURE 45]

The block diagram showing the component of the binocular-vision endoscope in the 3rd example of fluorescent observation apparatus

【図 4 6】

図 4 6 及び図 4 7 は位置合わせ
機能を備えた蛍光観察装置の第
1 及び第 2 実施例に係り、図 4
6 は蛍光観察装置の第 1 実施例
の構成を示す構成図

[FIGURE 46]

Fig. 46 and 47 concerns on the first and second example of the fluorescent observation apparatus which aligned and was provided with function. Fig. 46 is a block diagram showing the component of the 1st example of fluorescent observation apparatus.

【図 4 7】

蛍光観察装置の第 2 実施例の構
成を示す構成図

[FIGURE 47]

The block diagram showing the component of the 2nd example of fluorescent observation apparatus

【図 4 8】

蛍光内視鏡装置により励起光 λ
0 を照射したときの体腔内組織
の蛍光特性を示し特性図

[FIGURE 48]

The fluorescent characteristic of the intra-corporeal tissue when irradiating excitation light λ 0 with fluorescent endoscope apparatus is shown, and it is a characteristic view.

【符号の説明】

- 1 … 蛍光内視鏡装置
- 2 … 光源
- 3 … 内視鏡
- 4 … カメラ
- 5 … 画像処理装置
- 6 … 配光分布調整手段

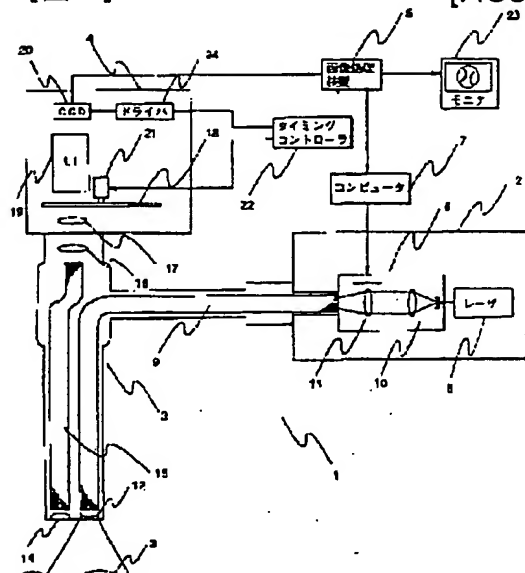
[EXPLANATION OF DRAWING]

- 1... Fluorescent Endoscope Apparatus
- 2... Light Source
- 3... Endoscope
- 4... Camera
- 5... Image Processor
- 6... Light-Distribution Adjustment Means

7...コンピュータ	7... Computer
8...レーザ	8... Laser
9...ライトガイド	9... Light Guide
10...ビームエクスパンダ部	10... Beam Expander Part
11...集光レンズ	11... Condenser Lens
12...拡散レンズ	12... Diffusion Lens
13...被写体	13... Photographed Object
14...対物レンズ	14... Objective Lens
15...イメージガイド	15... Image Guide
16...接眼レンズ	16... Eyepiece
17...結合レンズ	17... Joint Lens
18...回転フィルタ	18... Rotation Filter
19...I. I.	19... I.I.
20...CCD	20... CCD
21...モータ	21... Motor
22...タイミングコントローラ	22... Timing Controller
23...モニタ	23... Monitor
24...ドライバ	24... Driver

【図 1】

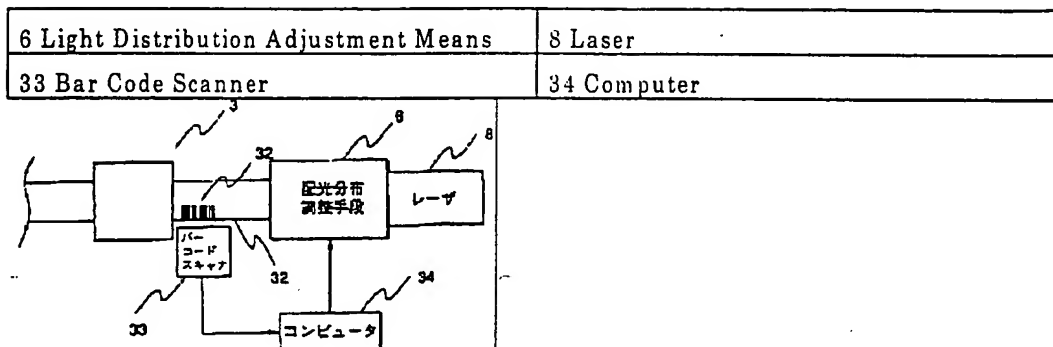
[FIGURE 1]



24 Driver	5 Image Processor	23 Monitor
22 Timing Controller	7 Computer	3 Laser

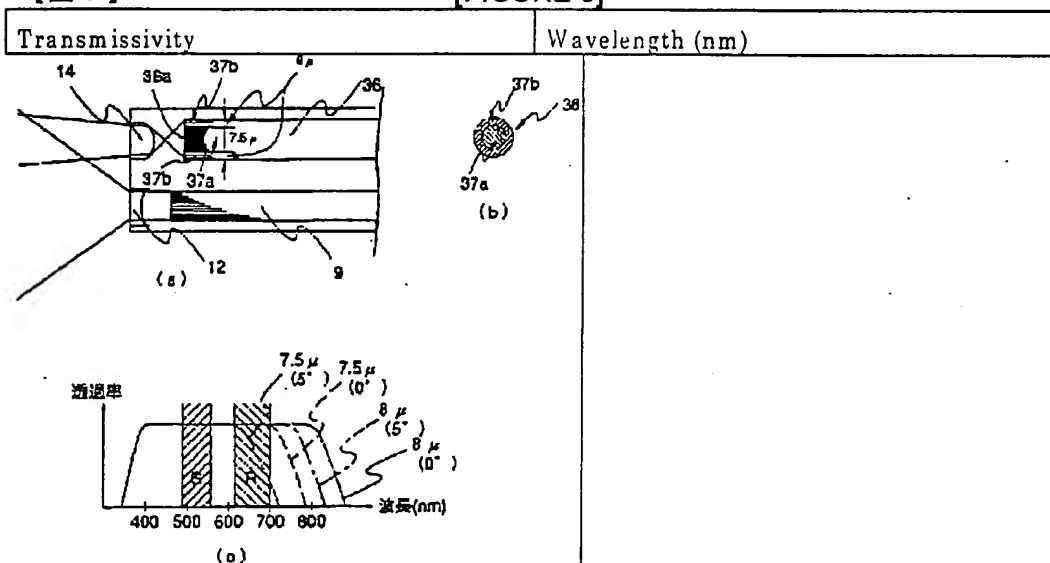
【図 2】

[FIGURE 2]



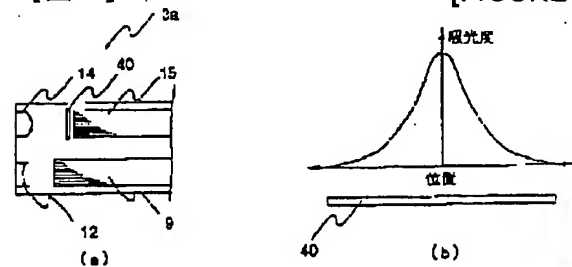
【図 3】

[FIGURE 3]



【図 4】

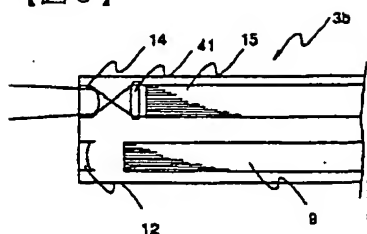
[FIGURE 4]



Light Absorption	Position
------------------	----------

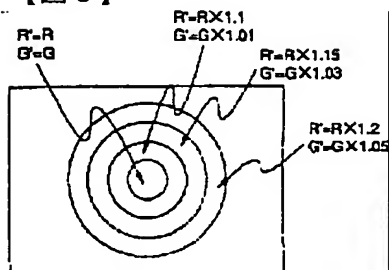
【図 5】

[FIGURE 5]



【図 8】

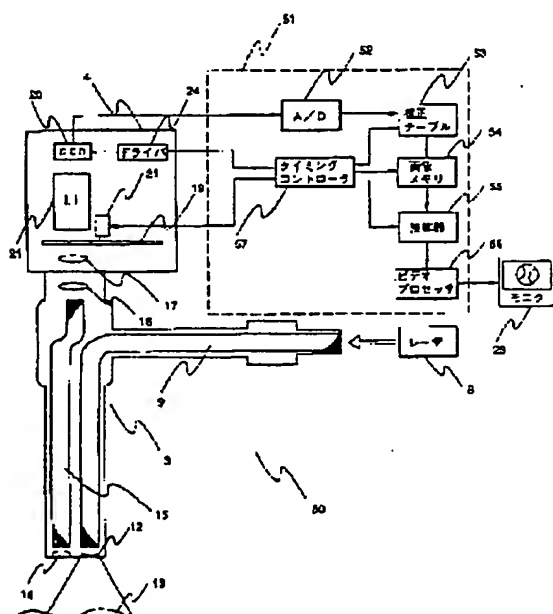
[FIGURE 8]



【図 6】

[FIGURE 6]

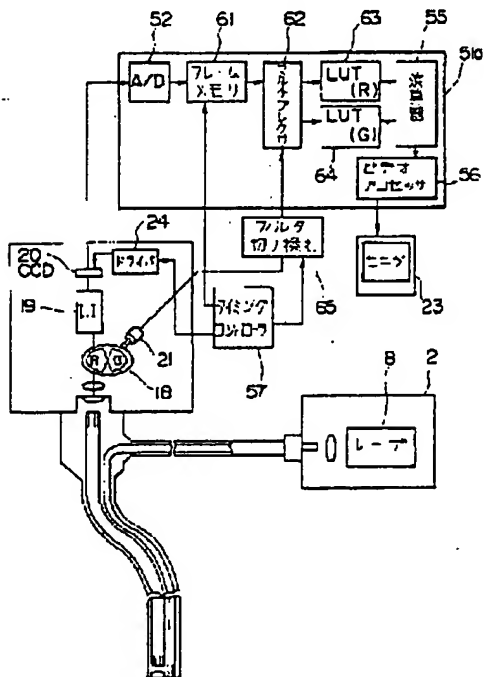
24 Driver	57 Timing Controller
53 Correction Table	54 Image Memory
55 Calculator	56 Video Processor
8 Laser	23 Monitor



【図 7】

[FIGURE 7]

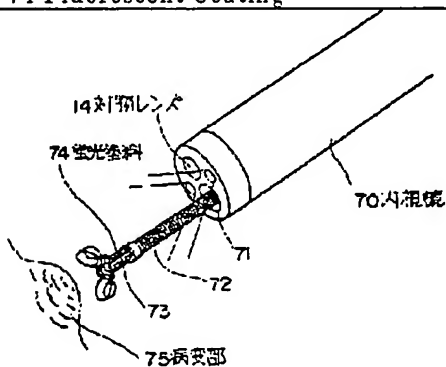
61 Frame Memory	62 Multiplexer	55 Calculator
24 Driver	65 Filter Switch	56 Video Processor
57 Timing Controller	23 Monitor	8 Laser



【図 9】

[FIGURE 9]

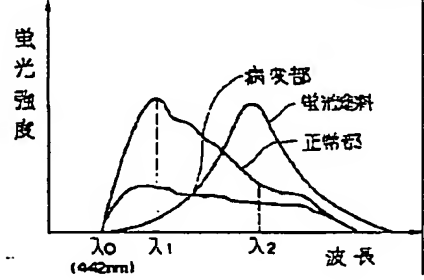
14 Objective Lens	70 Endoscope
74 Fluorescent Coating	75 Diseased Tissue



【図 10】

[FIGURE 10]

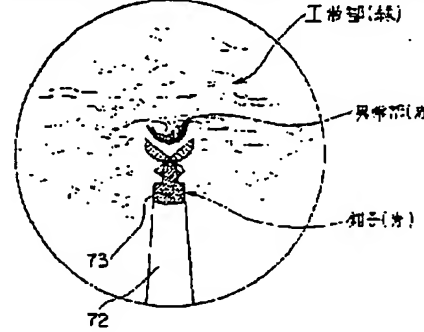
Fluoroscopic Intensity	Diseased Tissue	Fluorescent Coating
	Normal Tissue	Wavelength



【図 1 1】

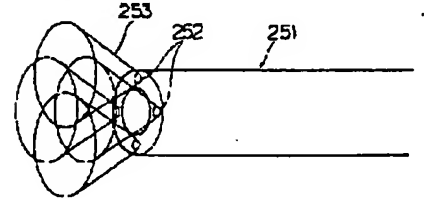
[FIGURE 11]

Normal Tissue (Green)	Abnormal Tissue (Red)	Forceps (Blue)
-----------------------	-----------------------	----------------



【図 2 4】

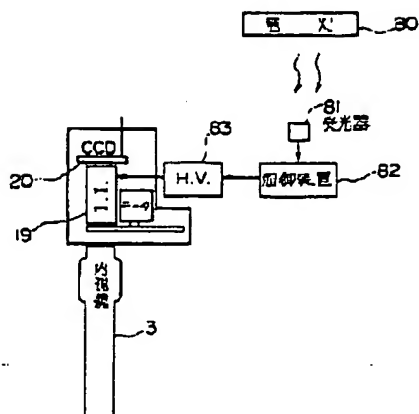
[FIGURE 24]



【図 1 2】

[FIGURE 12]

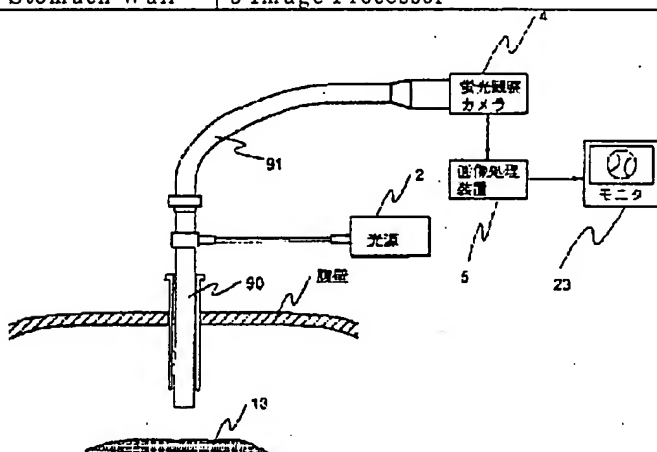
Motor	80 Electric Lamp	81 Light Receiver
3 Endoscope		82 Control Apparatus



【図 13】

[FIGURE 13]

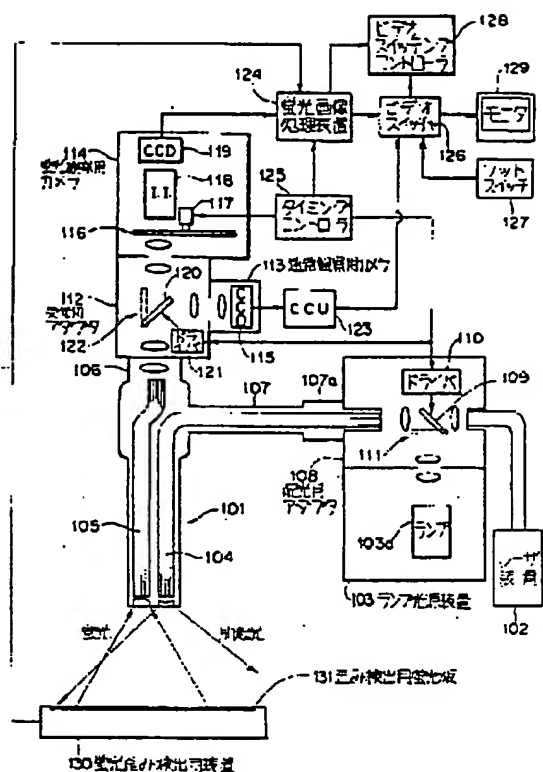
2 Light Source	4 Fluorescent Observation Camera	23 Monitor
Stomach Wall	5 Image Processor	



【図 14】

[FIGURE 14]

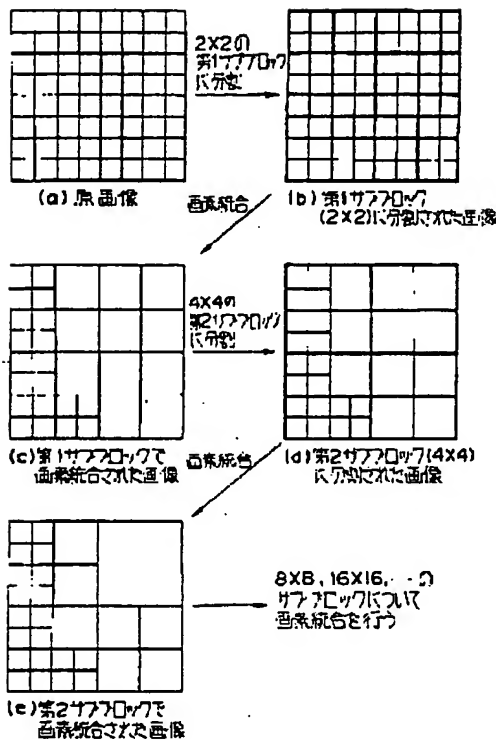
114 Camera for Fluorescent Observation	124 Fluorescent Image Processor	128 Video Switching Controller	129 Monitor
112 Light Receiving Adapter	125 Timing Controller	126 Video Switching	127 Foot Switch
121 Driver	113 Camera for Normal Observation	108 Light Receiving Adapter	110 Driver
Fluorescent	Excited Light	103a Lamp	103 Light Source Device
130 Distorted Fluorescence Detector	131 Fluorescent Plate for Detection of Distortion		102 Laser Device



【図 16】

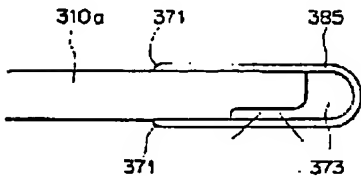
[FIGURE 16]

(a) Original Image	Division into 1 st Sub-block of 2x2
(b) Image of divided 1 st Sub-block (2x2)	Pixel Integration
(c) Image of integrated 1 st Sub-block	Division into 2 nd Sub-block of 4x4
(d) Image of divided 2 nd Sub-block (2x2)	Pixel Integration
(e) Image of integrated 2 nd Sub-block	Pixel Integration of 8x8, 16x16... Sub-blocks



【図 29】

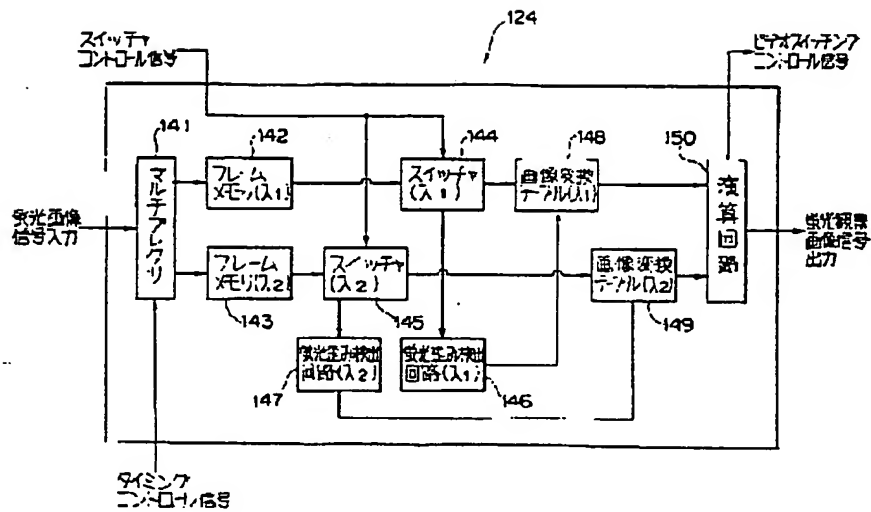
[FIGURE 29]



【図 15】

[FIGURE 15]

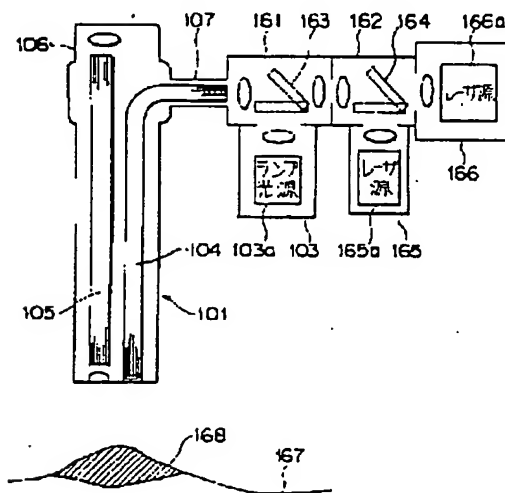
141 Multiplexer	142 Frame Memory (λ 1)	143 Frame Memory (λ 2)
144 Switcher (λ 1)	145 Switcher (λ 2)	146 Fluorescence Distortion Detector Circuit (λ 1)
147 Fluorescence Distortion Detector Circuit (λ 2)	148 Image Conversion Table (λ 1)	149 Image Conversion Table (λ 2)
Switcher Control Signal	150 Calculation Circuit	Video Switching Control Signal
Fluorescent Image Signal Input	Timing Control Signal	Fluorescent Observation Image Signal Input



【図 17】

[FIGURE 17]

103a Lamp Source	165a Laser Source	166a Laser Source
------------------	-------------------	-------------------



【図 18】

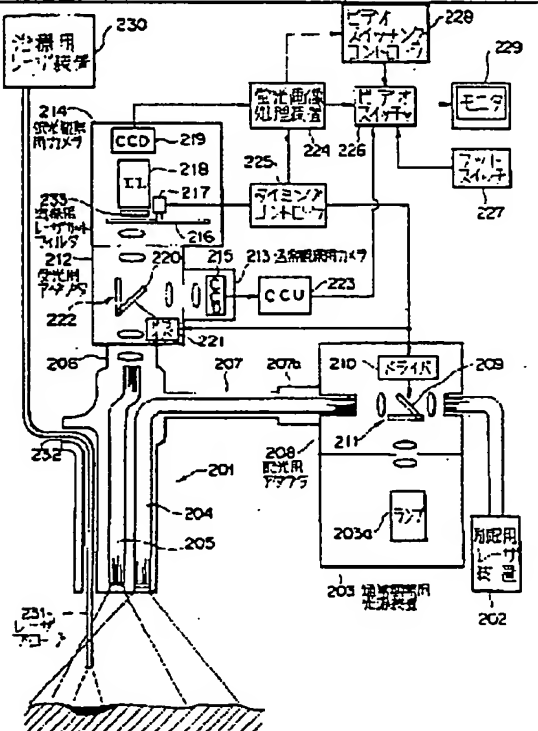
[FIGURE 18]

124 Fluorescent Image Processor	128 Video Switching Controller	127 Foot Switch
125 Timing Controller	126 Video Switcher	170 Flash Unit
121 Driver	129 Monitor	171 Lamp Source

【図 19】

[FIGURE 19]

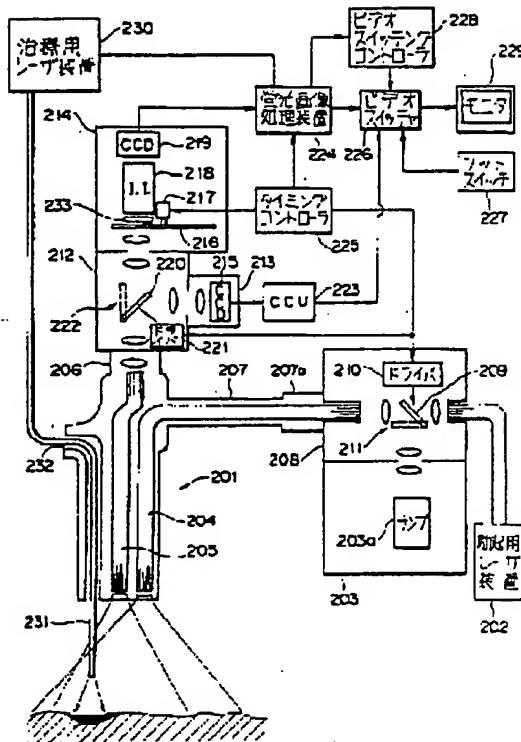
230 Therapeutic Laser Device	224 Fluorescent Image Processor	228 Video Switching Controller
214 Camera for Fluorescent Observation	226 Video Switcher	229 Monitor
233 Therapeutic Laser Cut Filter	225 Timing Controller	227 Foot Switch
212 Light Receiving Adapter	213 Camera for Standard Observation	210 Driver
221 Driver	208 Light Receiving Adapter	203a Lamp
231 Laser Probe	203 Light Source Device for Standard Observation	202 Laser Device for Excitation



【図 20】

[FIGURE 20]

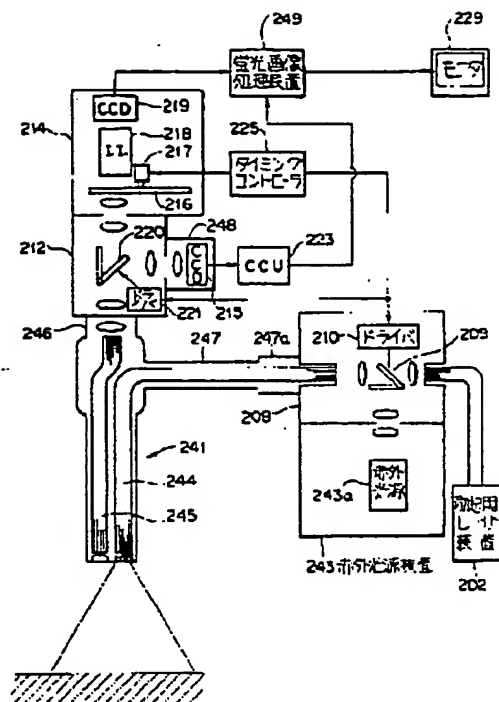
230 Therapeutic Laser Device	224 Fluorescent Image Processor	228 Video Switching Controller
	226 Video Switcher	229 Monitor
	225 Timing Controller	227 Foot Switch
		210 Driver
221 Driver		203a Lamp
		202 Laser Device for Excitation



【図 22】

[FIGURE 22]

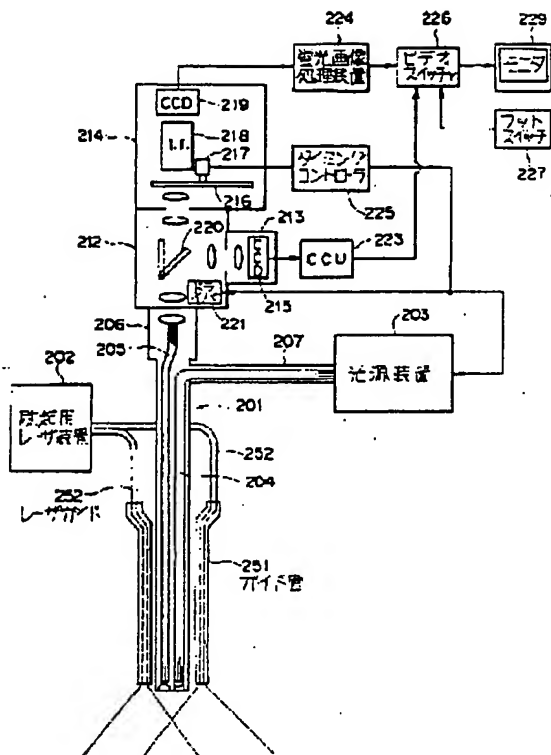
249 Fluorescent Image Processor	229 Monitor
221 Driver	225 Timing Controller
210 Driver	243a Infrared Light Source
243 Infrared Light Source Device	202 Laser Device for Excitation



【图 23】

[FIGURE 23]

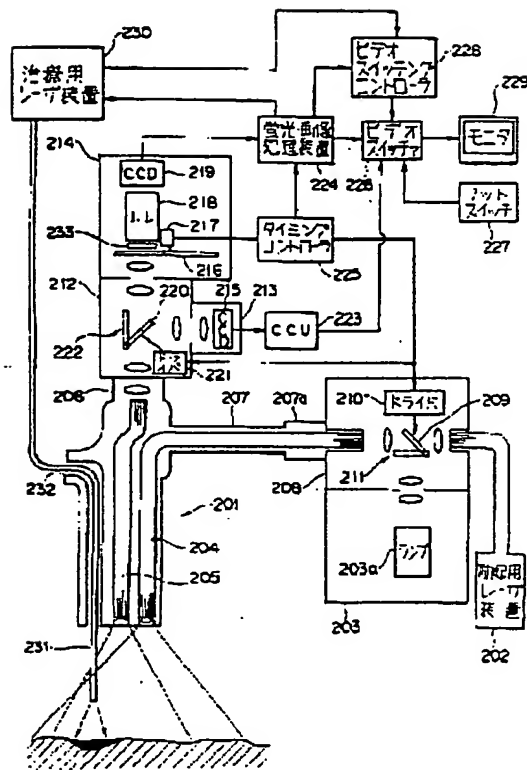
224 Fluorescent Image Processor	226 Video Switcher
229 Monitor	227 Foot Switch
221 Driver	225 Timing Controller
202 Laser Device for Excitation	203 Light Source
252 Laser Guide	251 Guide Tube



【図 2 1】

[FIGURE 21]

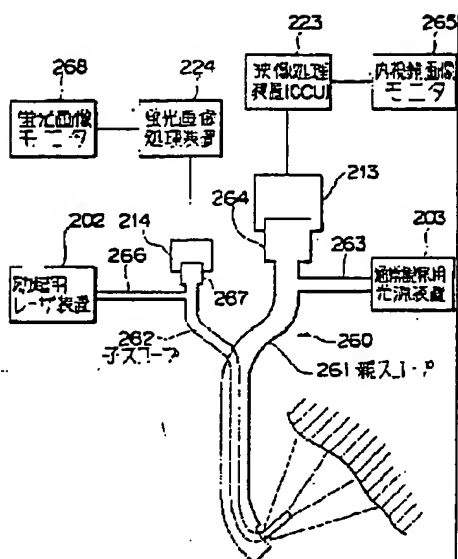
230 Therapeutic Laser Device	228 Video Switching Controller	229 Monitor
224 Fluorescent Image Processor	226 Video Switcher	227 Foot Switch
221 Driver	225 Timing Controller	210 Driver
203a Lamp	202 Laser Device for Excitation	



【図 25】

[FIGURE 25]

268 Fluorescent Image Monitor	224 Fluorescent Image Processor
223 Image Processor (CCU)	265 Endoscopic Image Monitor
202 Laser Device for Excitation	203 Light Source for Observation
262 Child Scope	261 Parent Scope



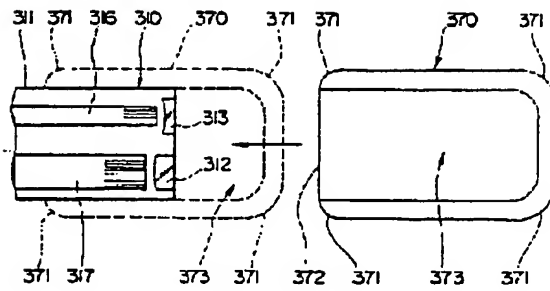
【图 26】

[FIGURE 26]

300 Fluorescent Observation Apparatus	351 Image Processor	350 Fluorescent Image Processor
333b Monitor	333 Camera for Fluorescent Observation	360 Synchronous Control Device
331 Image Pick-up Adapter	334a Driver	334 Image Pick-up Switching Apparatus
332 Camera for Standard Observation		
340 Video Processor	361 Video Switcher	362 Timing Controller
310 Endoscope	325 Light Source Adapter	328 Illuminated Light Switching Device
327 Driver	321 Lamp	323 Laser
322 Light Source Device for Standard Observation	323 Light Source Device for Fluorescent Observation	

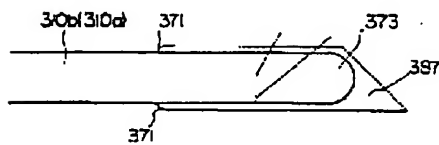
【図 27】

[FIGURE 27]



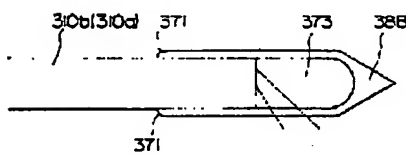
【図 33】

[FIGURE 33]



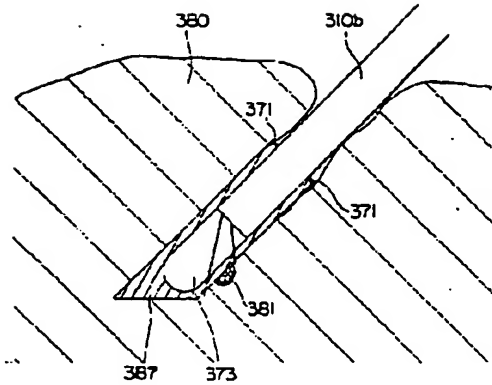
【図 34】

[FIGURE 34]



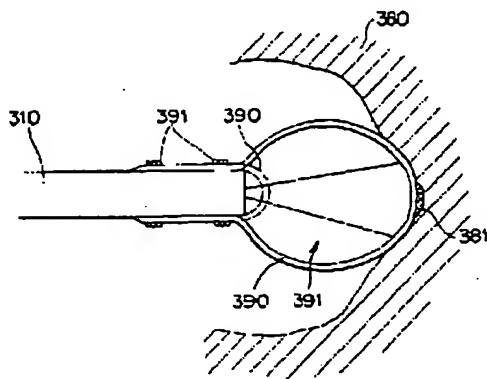
【図 35】

[FIGURE 35]



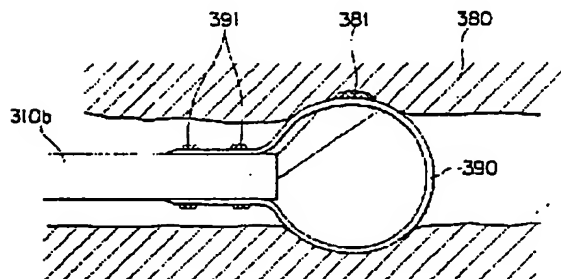
【図 36】

[FIGURE 36]



【図 37】

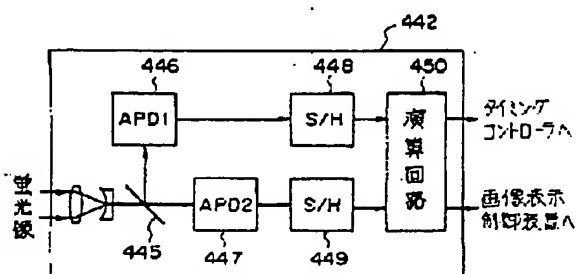
[FIGURE 37]



【図 4 2】

[FIGURE 42]

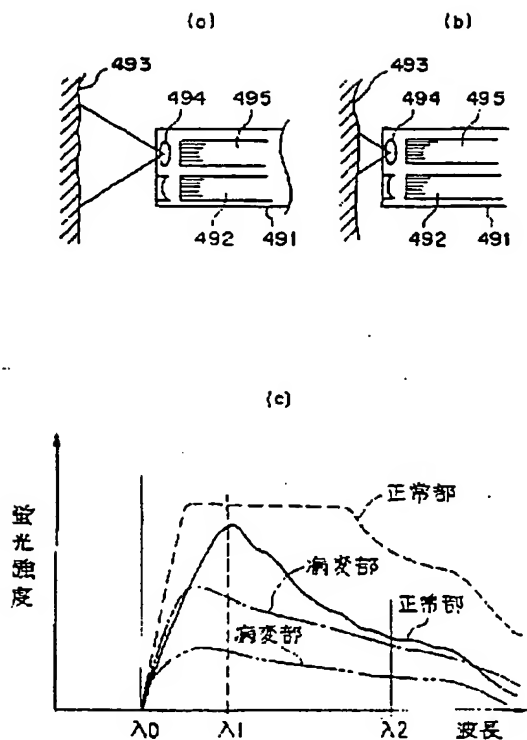
Fluorescent Image	450 Calculating Circuit
To Timing Controller	To Image Display Control Device



【図 3 8】

[FIGURE 38]

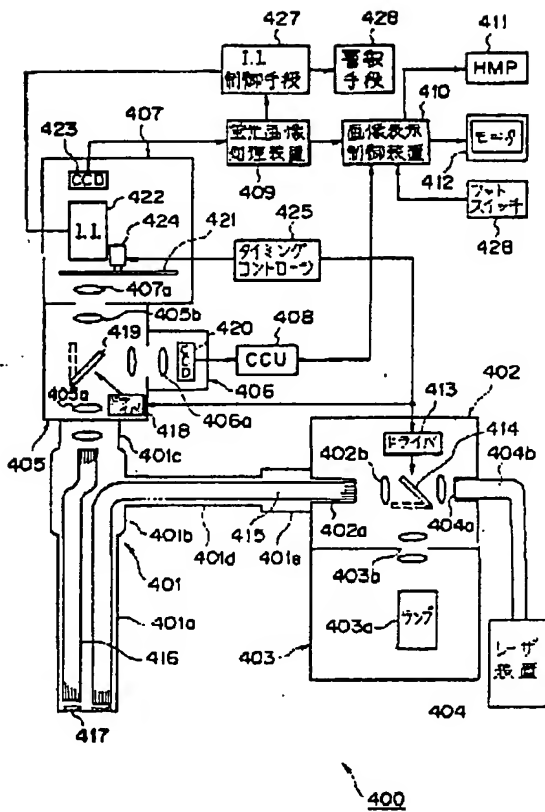
Fluorescent Intensity	Wavelength
(in Descending order form Dotted Line)	
Normal Tissue	
Diseased Tissue	
Normal Tissue	
Diseased Tissue	



【図 39】

[FIGURE 39]

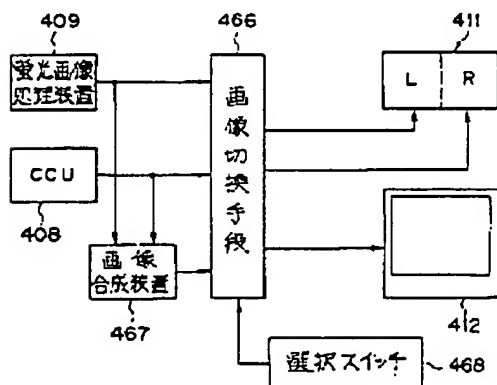
427 I.I Control Means	428 Warning Means
409 Fluorescent Image Processor	410 Image Display Control Device
412 Monitor	428 Foot Switch
418 Driver	425 Timing Controller
413 Driver	403a Lamp
404b Laser Device	



【図 40】

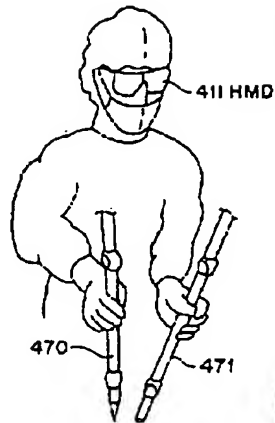
[FIGURE 40]

409 Fluorescent Image Processor	466 Image Switching Means
467 Image Composer	468 Selecting Switch



【図 4 4】

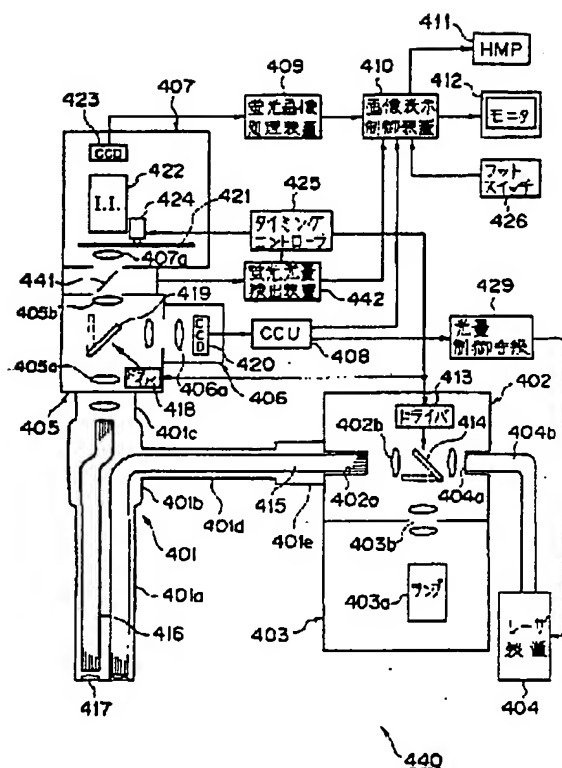
[FIGURE 44]



【図 4 1】

[FIGURE 41]

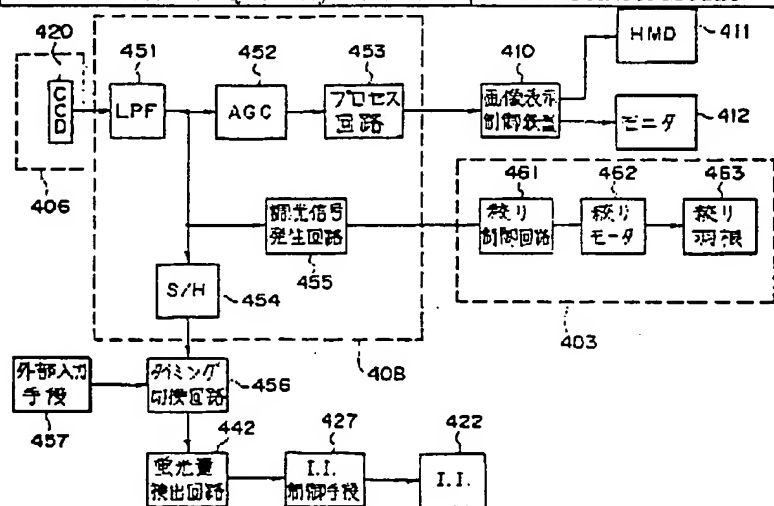
409 Fluorescent Image Processor	410 Image Display Control Device
412 Monitor	426 Foot Switch
418 Driver	425 Timing Controller
442 Fluorescence Quantity Detector	429 Light Amount Control Means
413 Driver	403a Lamp
404 Laser Device	



【図 4 3】

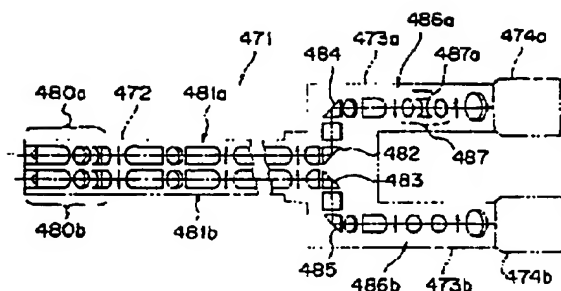
[FIGURE 43]

453 Processing Circuit	455 Modulating Signal Generating Circuit
410 Image Display Control Device	412 Monitor
461 Aperture Control Circuit	462 Aperture Motor
463 Aperture Shutter	
457 External Input Means	456 Timing Switching Control
442 Fluorescence Quantity Detector	427 I.I Control Means



【図 4 5】

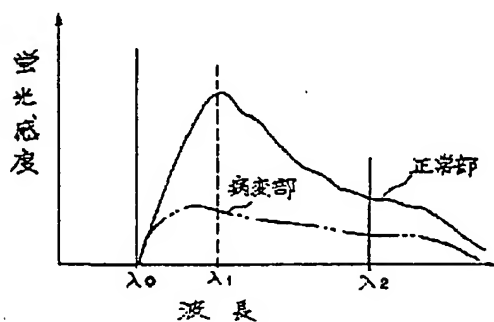
[FIGURE 45]



【図 4 8】

[FIGURE 48]

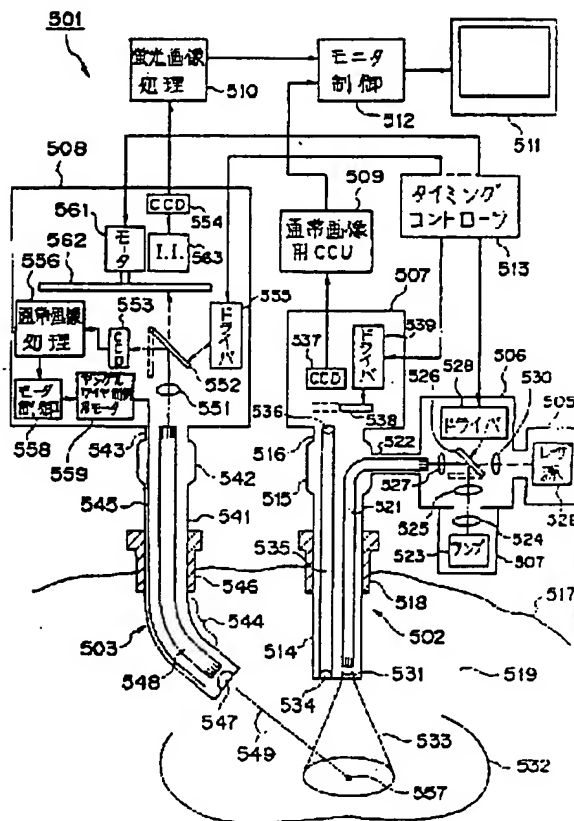
Fluorescent Intensity	Wavelength
Normal Tissue	Diseased Tissue



【図 4 6】

[FIGURE 46]

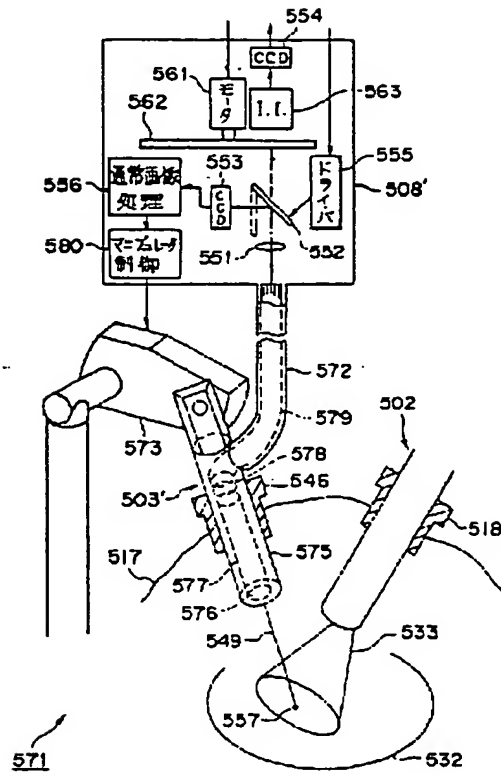
510 Fluorescent Image Processor	512 Monitor Control
561 Motor	
556 Standard Image Processor	555 Driver
558 Motor Control	559 Motor for Angular Wire Control
509 CCU for Standard Image	511 Timing Controller
539 Driver	528 Driver
523 Lamp	529 Laser Source



【図 47】

[FIGURE 47]

561 Motor	555 Driver
556 Standard Image Processor	580 Manipulator Control



DERWENT TERMS AND CONDITIONS

Derwent shall not in any circumstances be liable or responsible for the completeness or accuracy of any Derwent translation and will not be liable for any direct, indirect, consequential or economic loss or loss of profit resulting directly or indirectly from the use of any translation by any customer.

Derwent Information Ltd. is part of The Thomson Corporation

Please visit our home page:

WWW.DERWENT.CO.UK (English)

WWW.DERWENT.CO.JP (Japanese)

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-222712

(43) 公開日 平成7年(1995)8月22日

(51) Int.Cl.⁶

A 6 1 B 1/04
1/00

識別記号

3 7 0

庁内整理番号

3 0 0 D

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 44 頁)

(21) 出願番号

特願平6-16879

(22) 出願日

平成6年(1994)2月10日

(71) 出願人

000000376

Olympus

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者

金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者

植田 康弘

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者

吉原 雅也

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人

弁理士 伊藤 進

Fluorescent Endoscope System

最終頁に続く

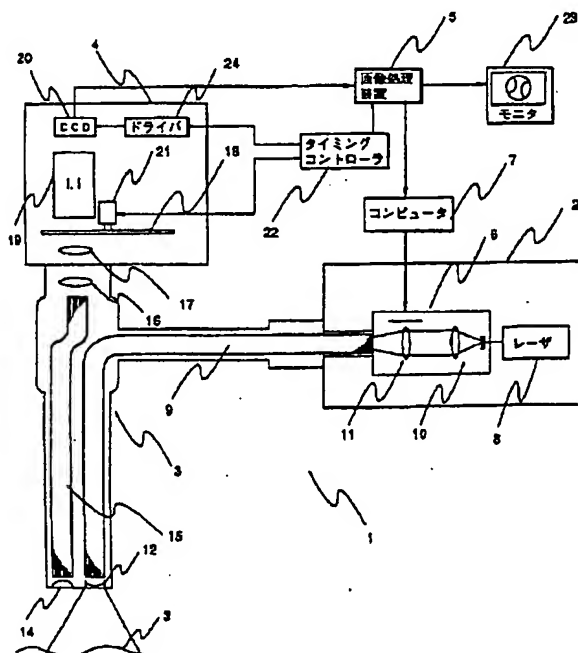
(54) 【発明の名称】

蛍光内視鏡装置

(57) 【要約】

【目的】 あらかじめ、蛍光強度分布が均一になるように補正することで誤りの少ない、より精度の高い診断を行う。

【構成】 光源2に内蔵されたレーザ（例えば波長442nmのHe-cdレーザ）8より、励起光 λ_0 を発生し、配光分布調整手段6を通じ内視鏡3のライトガイド9に導光する。配光分布調整手段6は、ビームエキスパンダ部10と移動可能な集光レンズ11より構成され、レンズ11の位置により、レーザ光の配光分布を変化させることができる。442nmの励起光 λ_0 で得られる組織の蛍光は、正常部位ではその強度が強く、病変部では、波長の短い側で正常に比べ弱い。つまり、被写体13からの蛍光 λ_1 、 λ_2 と正常と病変で蛍光強度の比率が異なるので、この λ_1 、 λ_2 の比率を求めることで病変と正常を区別することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 体腔内に励起光を照射し、体腔内組織から発せられる蛍光を観察する蛍光内視鏡装置において、蛍光画像の強度分布を求める画像検出手段と、少なくとも励起光の配光を変更する配光変更手段または蛍光画像の各領域毎に係数を掛け補正する画像補正手段とを持ち、前記画像検出手段で求められた前期蛍光画像の強度分布が当該均一となるように、少なくとも前記配光手段または画像補正手段のどちらか一方を制御する制御手段を備えたことを特徴とする蛍光内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【産業上の利用分野】 本発明は励起光による蛍光像を得ることのできる蛍光内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 近年、生体からの自家蛍光や生体へ薬物を注入し、その薬物の蛍光を2次元画像として検出し、その蛍光像から、生体組織の変性や癌等の疾患状態を診断する技術がある。

【0003】 自家蛍光においては、生体組織に光を照射すると、その励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光物質として、例えばNADH（ニコチンアミドアデニンヌクレオチド）、FMH（フラビンモノヌクレオチド）、ビリジンヌクレオチド等がある。最近では、このような、内因物質と、疾患との相互関係が明確になってきた。

【0004】 また、薬物の蛍光においては、HpD（ヘマトポルフィリン）、Photofrin、ALA（ δ -amino levulinic acid）が癌への集積性があり、これら薬物を生体内に注入し、それらの蛍光を観察することで、疾患部位の診断が可能となる。

【0005】 つまり、上記自家蛍光及び薬物による蛍光において、正常部と病変部の蛍光強度及びそのスペクトルが変化する。そこで、蛍光の強度、スペクトルを画像で検出し、分析することで正常部と癌を判別することができる。その判別方法として、本出願人による特願平5-304429号に示すように、励起光 λ_0 （例えば350nm～500nmの光）のレーザ（例えばエキシマレーザ、クリプトンレーザ、He-Cdレーザ、色素レーザ）を患部に照射する。図48に示すように、例えば442nmの励起光 λ_0 で得られる組織の蛍光は、正常部位ではその強度が強く、病変部では、波長の短い側で正常に比べ弱い。つまり、図中 λ_1 、 λ_2 と正常と病変で蛍光強度の比率が異なるので、この λ_1 、 λ_2 の比率を求めることで病変と正常を区別することができる。そこで、蛍光を480～520nmの帯域及び630nm以上の帯域の2つのフィルタを通じ、高感度カメラ（イメージインテンシファイア）で撮影し、画像処理装置により、各帯域波長間で差等の画像演算を行い、その値か

ら、擬似カラー表示例えば正常部は緑、異常部は赤と表示することで、判別している。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】 ところで、内視鏡は光を、生体内へ伝送し照射するための、導光用ファイバー、拡散レンズと、反射光又は蛍光を生体外へ伝送し、観察するためのイメージガイド、対物レンズ、接眼レンズ等により構成されている。

【0007】 これら光学系は、それぞれ波長特性、分散、歪み等があり、内視鏡で蛍光観察をした場合、その観察領域において、蛍光強度分布に、ムラが生じたり、特に検出波長間で蛍光強度分布に違いがあると、癌と正常部の判別に誤りを生じることがあり、問題であった。

【0008】 本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、あらかじめ、蛍光強度分布が均一になるように補正することで誤りの少ない、より精度の高い診断を行うことのできる蛍光内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】 本発明の蛍光内視鏡装置は、体腔内に励起光を照射し、体腔内組織から発せられる蛍光を観察する蛍光内視鏡装置において、蛍光画像の強度分布を求める画像検出手段と、少なくとも励起光の配光を変更する配光変更手段または蛍光画像の各領域毎に係数を掛け補正する画像補正手段とを持ち、前記画像検出手段で求められた前期蛍光画像の強度分布が当該均一となるように、少なくとも前記配光手段または画像補正手段のどちらか一方を制御する制御手段を備えて構成される。

【0010】

【作用】 本発明の蛍光内視鏡装置では、前記制御手段により前記画像検出手段で求められた前期蛍光画像の強度分布が当該均一となるように、少なくとも前記配光手段または画像補正手段のどちらか一方を制御することで、あらかじめ、蛍光強度分布が均一になるように補正することで誤りの少ない、より精度の高い診断を行うことを可能とする。

【0011】

【実施例】 図1及び図2は本発明の第1実施例に係わり、図1は蛍光内視鏡装置の第1実施例の構成を示す構成図、図2は図1の蛍光内視鏡の変形例の要部の構成を示す構成図である。

【0012】 図1に示すように、第1実施例の蛍光内視鏡装置1は、励起光を発生する光源2と、光源2からの励起光を生体内に照射して蛍光を検出し生体外に伝達する内視鏡3と、蛍光像を高感度で撮影し電気信号に変換するカメラ4と、カメラ4からの画像を処理し、蛍光強度分布を求める共に画像間演算を行う画像処理装置5と、前記蛍光強度分布から、光源2に内蔵される配光分布調整手段6を制御するコンピュータ7等により構成さ

れる。

【0013】まず、光源2に内蔵されたレーザ（例えば波長442nmのHe-cdレーザ、350mm~500mmのエキシマレーザ、クリプトンレーザ、色素レーザ）8より、励起光 λ_0 を発生し、配光分布調整手段6を通じ内視鏡3のライトガイド9に導光する。前記配光分布調整手段6は、ビームエキスパンダ部10と移動可能な集光レンズ11より構成され、レンズ11の位置により、レーザ光の配光分布を変化させることができる。尚、レンズ11の位置は、コンピュータ7により制御される。ライトガイド9に導光されたレーザ光は内視鏡3内部を通り拡散レンズ12により拡げられ、被写体13に照射される。そして被写体13より出た蛍光を対物レンズ14、イメージガイド15、接眼レンズ16を通じカメラ4に入射される。カメラ4に入射された、蛍光像は結合レンズ17、回転フィルタ18、イメージインテンシファイア（I. I.）19を通じCCD20で撮像されビデオ信号に変換される。図48に示したように、例えば442nmの励起光 λ_0 で得られる組織の蛍光は、正常部位ではその強度が強く、病変部では、波長の短い側で正常に比べ弱い。つまり、図48中 λ_1 、 λ_2 と正常と病変で蛍光強度の比率が異なるので、この λ_1 、 λ_2 の比率を求めることで病変と正常を区別することができる。そこで、前記回転フィルタ18には480~520nmの帯域及び630nm以上の帯域の光を透過するフィルタが交互に配置されている。

【0014】つまりモータ21により回転フィルタ18が回転することで、前記480~520nm、630nmの帯域の蛍光像を交互に撮像することができる。尚、前記モータ21の回転は前記コンピュータ7で制御されたタイミングコントローラ22で制御され、CCD20はタイミングコントローラによりドライバ24で駆動されている。

【0015】前記CCD20で得られた蛍光画像は、画像処理装置に入力され、各波長帯域毎の画像間で演算され、その結果に応じた擬似カラー画像をモニタ23に表示する。また、一方では、前記蛍光画像の強度分布をコンピュータ7で解析し、均一になるよう、光源2のレンズ11の位置を制御する。

【0016】尚、この配光分布の調整は内視鏡検査前に標準的な被写体13において行い、内視鏡検査中は、その配分を保持する。

【0017】このように本実施例の蛍光内視鏡装置1によれば、蛍光画像を基に光源の配光を変化させるので、スコープの交換により、その光学特性が変化しても良好な蛍光像を得ることができる。

【0018】ところで、第1実施例の変形例として、あらかじめ、内視鏡の種類をバーコードで検出し、その種類に合わせた、配光とるように構成することができ、このように構成することで、前記第1実施例のように、

内視鏡検査の前の調整がいらない。

【0019】つまり、図2に示すように、第1実施例の変形例として、内視鏡3のコネクタ31に、内視鏡3の機種又は配光データが記されたバーコード32と、前記バーコード32を読み取るバーコードスキャナ33と、バーコード32のデータより最適な蛍光画像となるように配光を変化させる配光分布調整手段6を制御するコンピュータ34とを備えて構成する。

【0020】そして、光源2に内視鏡3のコネクタ31を挿入する。この時、コネクタ31には、内視鏡3の機種又は配光データが記されたバーコード32が、添付され、このバーコード32をバーコードスキャナ33で読み、この結果を基に、コンピュータ34で配光分布調整手段6を制御する。

【0021】この結果、事前の被写体13を用いた配光調整を行うことなく最適な配光分布を得ることができる。

【0022】尚、前記第1実施例において、イメージファイバーのその素線が8 μ m以上の物を使用することで、600nm以上の赤色の減衰が少なく、より安定した蛍光診断が可能である。

【0023】次に第2実施例について説明する。図3は第2実施例に係る蛍光内視鏡装置の内視鏡先端部の構成を示す構成図である。第2実施例は第1実施例とほとんど同じであるので、異なる構成のみ説明し、同一構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0024】イメージガイドよりなる内視鏡において、観察画像の分解向上のため、イメージガイドを構成するファイバーの外径を7.5 μ mと細くし、本数を増加している。このファイバーの細径化によってイメージガイド周辺部で赤色の伝送効率がわずかながら低下していたが、通常の内視鏡観察では支障なかった。

【0025】しかし、蛍光を用いて癌等の病変部を診断する技術においては、緑色と赤色の比を取るなど、波長間の演算を行っているため、イメージガイド周辺部で赤色の伝送効率が低下すると癌等の病変部と正常部の判別に誤りを生じることがあった。

【0026】そこで、第2実施例の蛍光内視鏡装置として、イメージガイド周辺部での赤色領域の伝送効用を肩上げ、ファイバー本数増加による分解能向上を行いつつも、正常部と病変部の判別をより精度良く行う。

【0027】つまり、体腔内に励起光を照射し、体腔内組織から発せられる蛍光を光ファイバーからなるイメージガイドを介し、観察する内視鏡装置において、前記イメージガイドを構成する光ファイバーの中心部と周辺部とで中心部に比べ、周辺部の光ファイバーの波長特性の赤色領域の帯域を増加した。

【0028】したがって、イメージガイドの周辺部の光線が光ファイバーの面に対し、傾いて入射されても、光ファイバーの赤色領域の帯域が増加しているため、赤色

の抜けが少なくなり、観察領域の場所に関係なく、病変部と正常部の判別ができる。

【0029】この結果、第2実施例の蛍光内視鏡装置では、ファイバー本数増加による分解能向上を行いつつも、周辺部の赤色領域の伝送効率を向上しているため、周辺部の赤色光の減衰を防ぐことができ、緑色と赤色の比等により、病変部と正常部の判別の際、緑色及び赤色の伝送効率が周辺部で低下しないので、観察画像全域において良好な判別ができる。

【0030】より詳細に第2実施例を説明する。図3

(a)及び(b)は内視鏡先端部の断面図及びイメージガイドの分布図、図3(c)は光ファイバーの波長特性を示す図である。

【0031】図3に示すように、内視鏡3の先端部は光源2からの励起光を伝送するライトガイド9と、ライトガイド9からの励起光を体腔内に拡散して照射する凹レンズ12と、前記励起光による蛍光分布をイメージガイド36の端面36aに投影する対物レンズ14と、蛍光像をカメラ4に伝送するイメージガイド36より構成され、さらに、前記イメージガイド36が、中心部が7.5 μ mの光ファイバ37aと、周辺部が8 μ mの光ファイバ37bより成る。

【0032】そして、ライトガイド9、凹レンズ12により照射された光は体腔内に照射され、病変部、正常部に応じた蛍光が発生する。その蛍光像を対物レンズ14でイメージガイド36の端面に投影する。この時、投影する像の光線はイメージガイド36の端面36aを構成する光ファイバ入射面に対しある角度を持って入射する。例えば、中心部では光ファイバ入射面に対し、ほぼ垂直に入射するが、周辺部では5°程度傾いて入射する。

【0033】ところで、光ファイバの外径と光線の入射角が0°と5°に対する波長特性を示すと、図3(c)のような特性となる。光ファイバの外径が10 μ 以下になると、グラッドの厚みが約1 μ 程度以下になり、赤色から近赤外領域においてカットオフ周波数が存在する。つまり、光ファイバの外径が小さくなるにつれ、グラッドの厚みが薄くなり、長波長側つまり赤色光から近赤外光にかけ光がファイバーを抜け出て伝送できなくなる。一方、光ファイバの入射する角度を増加すると、一部の光は入射角の限界を越えやはり抜け出してしまふ。

【0034】したがって7.5 μ mのファイバで入射角度が5°程度傾くと赤色領域の伝送効率が低下する。

【0035】一方、癌診断では480~540nmの緑色光と620~700nmの赤色光の比を求めることで判別している。

【0036】しかしながら、外径が7.5 μ mの光ファイバでイメージガイドを構成すると図3(c)のように周辺部で赤色光の減衰が発生し、病変を判別しづらくなる。そこで入射角度のある周辺部を外径が8 μ mの光フ

ァイバで構成することで赤色の帯域を増加でき、イメージガイドのどの領域でも均一な伝送効率を得ることが可能である。

【0037】尚、外径を8 μ mとせず、7.5 μ mのまま、グラッドの厚みを増しても良い。又、本例では7.5 μ 、8 μ でイメージガイドを構成したが、さらに、8.3 μ 、8 μ 、7.7 μ 、7.4 μ と何段階に分けて構成しても良い。

【0038】次に第3実施例について説明する。図4及び図5は第3実施例に係わり、図4は蛍光内視鏡装置の内視鏡先端部の構成を示す構成図、図5は図4の蛍光内視鏡装置の変形例の内視鏡先端部の構成を示す構成図である。第3実施例は第1実施例とほとんど同じであり、配光分布調整手段を内視鏡の先端部内に設けた点が異なるだけなので、異なる構成のみ説明し、同一構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0039】第3実施例は、イメージガイドの前に、吸収分布を持った光学フィルタを配置することで、蛍光強度の分布を均一にした蛍光内視鏡装置である。

【0040】図4(a)、(b)に示すように、内視鏡3aの先端部でイメージガイド15の直前に吸収分布を持った光学フィルタ40が配置されている。その他の構成は第1実施例と同じである。

【0041】前記光学フィルタ40が、図4(c)のように中心から周辺に向けてその吸光度が低くなるように設定されている。

【0042】例えば、蛍光像は対物レンズ14を通じイメージガイド15の端面に投影される。この時イメージガイド15の直前に光学フィルタ40を配置すると、蛍光像は中心に比べ周辺を明るくすることができる。一方、照射光は中心に比べ、周辺が暗くなりやすく、また、対物レンズ14のディストーション補正を行うと、やはり周辺が暗くなりやすい。さらにイメージガイド15の端面の周辺では中心に比べ入射光線が3~6°程度傾いており、前記同様周辺で暗くなる。つまり、あらかじめ図4(c)のような光学フィルタをイメージガイド15の直前に配置することで、前記配光分布を均一にすることができる。

【0043】尚、光学フィルタ15は、波長特性を持っていても良く、例えば600nm以上の光に対してのみある吸収分布を持ったフィルターと、480~520nmの光に対してのみある吸収分布を持ったフィルターとを組み合わせたり、又は、どちらか一方を使うことで各波長毎の補正が可能となる。尚、これは接眼側につけても良い。

【0044】従って、特別な配光調整手段がいらないので、安価、容易に構成できる。

【0045】図5に示すように、第3実施例の変形例の内視鏡3bの先端部には、対物レンズ14とイメージガイド15の端面15aとの間に、光線の光軸を光ファイ

バに対し、ほぼ垂直になるように変換する光軸変換素子41を配置する。

【0046】その結果、励起光により励起された蛍光を対物レンズ14を介して入射し、さらに例えば凸レンズによる光軸変換素子41により端面に対し光軸がほぼ垂直になるようにする。これによってファイバーの外径が7.5 μ mで構成されたイメージガイドの周辺部であっても、赤色の伝送効率が低下しない。

【0047】この場合、第2実施例のように光ファイバーの外径を場所によって変える必要がないので、イメージガイドが作り易い。

【0048】次に第4実施例について説明する。図6ないし図8は第4実施例に係わり、図6は蛍光内視鏡装置の第4実施例の構成を示す構成図、図7は図6の蛍光内視鏡の変形例の構成を示す構成図、図8は図6のLUTの補正方法の一例を説明する説明図である。第4実施例は第1実施例とほとんど同じであるので、異なる構成のみ説明し、同一構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0049】第4実施例は、各検出波長に対する補正テーブルを配置し、各検出波長毎の蛍光強度分布を補正することで精度の高い診断が可能とした蛍光内視鏡装置の実施例である。

【0050】図6に示すように、本蛍光内視鏡装置50は、レーザ8が直接ライトガイド9に導光されるとともに得られた蛍光画像を処理する画像処理装置51がCCD20からのビデオ信号をデジタルデータに変換するA/D変換器52と、各波長毎の蛍光画像を補正する補正テーブル53と、画像を蓄える画像メモリ54と、各画間で演算する演算器55と、その演算結果より病変部を判り易い画像とする（例えば擬似カラー）ビデオプロセッサ56と、前記蛍光画像を各波長に分け処理するため、モータ21、補正テーブル53、画像メモリ54、演算器55のタイミングを調整するタイミングコントローラ57より構成される。他の構成は愛1実施例と同じである。

【0051】レーザ8より発生したレーザ光を直接ライトガイド9に入射する。この励起光による蛍光を、画像処理装置41で、蛍光強度分布を補正した後、モニタ23に表示する。

【0052】まず、A/D変換器52でビデオ信号をデジタルデータに変換する。この画像のデジタルデータを各波長毎補正テーブル53で補正する。尚、この補正係数はあらかじめ標準被写体13により各波長毎の蛍光分布を求め、これが均一になるようフィードバック調整されている。

【0053】そして、補正されたデータは各波長毎に画像メモリ54に蓄積され、各波長間で演算器55で差分又は比演算され、その結果を基にビデオプロセッサ56で擬似カラーの画像信号に変換され、モニタ23に表示

される。

【0054】従って、検出波長毎に補正ができるので診断精度が向上する。

【0055】第4実施例の変形例として、図7に示すように構成しても良い。すなわち、画像処理装置51aにおいて、A/D変換器52からのデジタルデータをフレームメモリ61に記憶し、マルチプレクサ62を介して赤色、緑色毎個別に蛍光画像データをロックアップテーブル(LUT)(R)63、(G)64を用いて補正する($R' = f_1(R)$, $G' = f_2(G)$: f_1, f_2 は補正関数)。マルチプレクサ62は、タイミングコントローラ57に基づきフィルタ切り換え部65により回転フィルタ18に同期してLUT(R)63、(G)64を切り換える。

【0056】このLUT(R)63、(G)64による補正方法は、例えば図8のように円周状に段階的に変化させる。つまり、最内周から最外周に向け、($R' = R$, $G' = G$), ($R' = R \times 1.1$, $G' = G \times 1.01$), ($R' = R \times 1.15$, $G' = G \times 1.03$), ($R' = R \times 1.2$, $G' = G \times 1.05$)として補正する。

【0057】ところで、蛍光観察では微弱蛍光を高倍率で増幅しているためかなりノイズが多い。又、癌と正常部を判別するため擬似カラー表示しており、立体感が少ない。このため、蛍光観察下で生検を行う場合、鉗子が蛍光を出さないため、鉗子の先端が病変に対し、どこにあるのか分からなかった。

【0058】そこで、鉗子先端に蛍光塗料を塗ったり、又、蛍光を発する物質で、鉗子を構成することで、病変部を正確に生検及び処置を行うことのできる蛍光内視鏡装置の実施例について説明する。

【0059】図9に示すように、内視鏡70のチャンネル71より鉗子72に挿通させる。鉗子72の先端部73には蛍光塗料74が塗られており、蛍光観察下においても鉗子の先端部を見ることができ病変部75に対する位置を正確にすることができる。尚、前記蛍光塗料の蛍光特性を図10のように組織の蛍光を違う特性のものを使用することで、例えば、擬似カラー表示の際、図11のように正常部→緑、異常部→赤、に対し、鉗子を青とすることで、より分かり易くすることが可能である。図10中 λ_0 (442nm)は励起波長、 λ_1 , λ_2 は検出波長を表している。つまり、 λ_1 と λ_2 の比を求めた場合、病変、正常、鉗子でその値は大きく異なるので、それらの判別が容易となる。

【0060】尚、蛍光を発する塗料としてルモーゲン、シャノングロー、ティグロカラー、コールドファイアカラーなどがある。

【0061】また、生体からの蛍光は微弱であるため、1.1.19等で高感度で撮影するが、検査室の電灯や処置用の无影灯が点灯されていると、わずかではあるが

生体を通し、体腔内に入る。このわずかな光であっても、高感度で撮影しているためノイズとなり正確な診断ができないことがあった。

【0062】そこで、外部照明の影響を除去することのできる蛍光内視鏡の実施例を説明する。図12に示すように、検査室等室内の電灯80の明かりを受光器81で受光し、制御装置82によりI. I. 19の感度を制御する高圧電源H. V. 83を制御する。つまり、室内が明るい場合、I. I. 19の感度を明るくし、電灯によるノイズの影響を少なくしたり、又、さらに室内が明るくI. I. 19の感度が飽和する場合や焼き付きの心配がある場合は供給電源をOFFしたりする。尚、室内が明るく、ノイズとなることを術者に知らせる表示手段を設けても良い。

【0063】ところで、蛍光観察カメラ4は大型であり、滅菌構造となっていない。そこで、このような問題を解決する蛍光内視鏡装置の実施例を図13に示す。図13に示すように、硬性鏡90と、カメラ4をイメージガイド91で接続することで滅菌域を確保する。又、カメラ4とイメージガイド91で接続するのでスコープホルダー等がなくても硬性鏡80の操作が容易になる。

【0064】【付記】

(1-1) 請求項1の蛍光内視鏡装置であって、前記配光変更手段は、移動可能な複数のレンズである。

【0065】(1-2) 請求項1の蛍光内視鏡装置であって、前記画像補正手段は、画像メモリからなる補正テーブルである。

【0066】(1-3) 請求項1の蛍光内視鏡装置であって、前記配光変更手段または画像補正手段による制御を均一な蛍光を発する標準被写体を使って行う。

【0067】(1-4) 請求項1の蛍光内視鏡装置であって、前記画像検出手段は少なくとも2つ以上の異なる波長領域の蛍光画像を検出するとともに、前記画像補正手段は前記各波長領域毎に補正するための2画面以上の画像メモリからなる補正テーブルを持つ。

【0068】この構成においては、前記補正手段は補正テーブルにより各検出波長領域毎に補正するので光学系の波長特性が異なっても、正常部及び異常部の判別を画面のどの領域においても精度良くできる。

【0069】(1-5) 付記(1-4)の蛍光内視鏡装置であって、前記波長領域は480～520nm、630nm以上の2つである。

【0070】(1-6) 体腔内に励起光を照射し、体腔内組織から発せられる蛍光を観察する蛍光内視鏡装置において、前記蛍光による像を内視鏡に内蔵された光学的に伝送するイメージガイドと、前記イメージガイドの入射端面に蛍光像を投影する対物レンズとの間に、前記イメージガイドの入射端面に入射する前記蛍光像の入射分布を変更する分布変更手段とを備えたことを特徴とする蛍光内視鏡装置。

【0071】この構成においては、あらかじめ前記分布変更手段を内視鏡に内蔵しているので、装置が簡単であるとともに、前記同様、正常部及び異常部の判別を画面のどの領域においても精度良くできる。

【0072】(1-7) 付記(1-6)の蛍光内視鏡装置であって、前記分布変更手段は、吸収分布を有する少なくとも1つ以上の光学フィルタである。

【0073】(1-8) 付記(1-7)の蛍光内視鏡装置であって、前記光学フィルタは波長特性を持つ。

【0074】この構成においては、前記光学フィルタが波長特性を有しているので、光学系の波長特性が異なっても、簡単な構成で正常部及び異常部の判別を画面のどの領域においても精度良く補正できる。

【0075】(1-9) 付記(1-8)の蛍光内視鏡装置であって、前記波長特性は480～520nmあるいは630nm以上で吸収分布を持つ。

【0076】(1-10) 体腔内に励起光を照射し、体腔内組織から発せられる蛍光を光ファイバーからなるイメージガイドを介し、観察する内視鏡装置において前記イメージガイドを構成する光ファイバーの中心部と周辺部とで中心部に比べ周辺部の波長特性の赤色領域の帯域を増加したことを特徴とする蛍光内視鏡装置。

【0077】(1-11) 付記(1-10)の蛍光内視鏡装置であって、前記光ファイバーの外径を中心部と周辺部とで変え、かつ中心部の方を細くした。

【0078】(1-12) 付記(1-10)の蛍光内視鏡装置であって、前記光ファイバーの外径を中心部で8μm未満、周辺部で8μm以上とした。

【0079】ところで、生体の検査対象部位に励起光を照射し、その対象部位から発する蛍光を2次元画像として検出し、この蛍光画像から生体組織の変性や癌等の疾患状態(例えば疾患の種類や浸潤範囲等)を診断する蛍光観察装置においては、前述のように内視鏡等を用いることにより、ライトガイドを介してレーザ装置からの励起光を検査対象部位に照射すると共に、撮像光学系を介して蛍光画像を得るようにしている。この場合、レーザ装置からの励起光をファイバ束によるライトガイドで伝送することにより励起光の配光分布において主に周辺部で励起光強度が弱くなったり、撮像光学系におけるディストーション補正、すなわち周辺部の像を広げることの影響により得られる蛍光画像における周辺部の蛍光強度が弱くなるなど、主に画像周辺部において蛍光画像の歪みが生じてしまい、蛍光画像の周辺部が暗くなりやすくなることが起こり得る。すなわち、完全に均一な空間的蛍光特性を持つ対象を撮像した場合でも蛍光画像における蛍光強度差が生じるような蛍光画像の歪みにより、蛍光画像内において光の強度レベルが低く信号対ノイズ比(S/N)が劣化する部分が発生することにより、正常部と病変部の判断をする際にS/Nの悪い部分では蛍光診断上の誤りが起こってしまうなどの問題点が生じる場

合がある。

【0080】前記のような問題点を解決するため、蛍光画像におけるS/Nを向上できるようにした蛍光観察装置の一実施例の構成例を以下の図14ないし図16に示す。図14は蛍光観察装置の全体構成を示す構成説明図、図15は図14の構成における蛍光画像処理装置の構成を示すブロック図、図16は蛍光画像処理装置における画像変換テーブル作成時の動作を説明する説明図である。

【0081】本例の蛍光観察装置は、観察対象部位への励起光の導光及び観察対象部位からの蛍光の結像を行う内視鏡101を備えている。そして、励起光を発生する蛍光観察用の光源手段として、例えば442nmの紫色光を発生するHe-Cd（ヘリウム-カドミウム）レーザ光発生手段を有するレーザ装置102を備え、また、内視鏡画像を観察するための通常観察用の光源手段として白色光を発生するキセノンランプ等のランプ103aを有するランプ光源装置103を備えて構成されている。

【0082】内視鏡101は、レーザ装置102あるいはランプ光源装置103からの出射光を先端部まで伝達するライトガイド104と、観察像を後端側の接眼部106まで伝達するイメージガイド105とが挿通されており、ライトガイド104は手元側の把持部の側部より延出したユニバーサルコード107内を挿通して端部のライトガイドコネクタ107aまで延設されている。

【0083】レーザ装置102及びランプ光源装置103は、内視鏡101へ導く光を切り換える配光用アダプタ108に接続され、配光用アダプタ108には前記内視鏡101のライトガイドコネクタ107aが接続されて、レーザ装置102からのレーザ光による励起光あるいはランプ光源装置103からの通常観察用照明光が配光用アダプタ108を介して内視鏡のライトガイド104へ導かれ、内視鏡101の先端部より出射されるようになっている。

【0084】前記配光用アダプタ108は、レーザ装置102及びランプ光源装置103の出射光の光路中に配設された可動ミラー109と、可動ミラー109を駆動するドライバ110とにより構成された照明光切換手段111を備えており、可動ミラー109の角度を選択的に切り換えることによって励起光あるいは通常観察用照明光を内視鏡のライトガイド104後端面へ導くようになっている。

【0085】内視鏡101の接眼部106には、受光用アダプタ112が接続され、この受光用アダプタ112には通常画像受信部であって通常観察用撮像手段となる通常観察用カメラ113と蛍光画像受信部であって蛍光観察用撮像手段となる蛍光観察用カメラ114とが接続され、各々の撮像手段によって通常観察像及び蛍光観察像が撮像されるようになっている。通常観察用カメラ113は、結像光学系と、撮像素子としてのCCD115

とを備え、ランプ光源装置103からの通常観察用照明光で照射された被検部位の像（通常観察像）を撮像するようになっている。

【0086】蛍光観察用カメラ114は、結像光学系と、所定の帯域の蛍光成分を通過させる回転フィルタ116と、回転フィルタ116を回転駆動する駆動用モータ117と、回転フィルタ116を透過した像を増幅するイメージンスンシファイア（I.I.）118と、イメージンスンシファイア118の出力像を撮像する撮像素子としてのCCD119とを備え、レーザ装置102からの励起光を照射することによって得られる被検部位の蛍光像（蛍光観察像）を撮像するようになっている。回転フィルタ116は、例えば $\lambda_1 = 480 \sim 520 \text{ nm}$ の帯域通過フィルタと $\lambda_2 = 630 \text{ nm}$ 以上の帯域通過フィルタとが配設されて円盤状に形成され、回転することによってこれらのフィルタが順次光路中に介挿され、それぞれの帯域の蛍光成分を通過させるようになっている。

【0087】受光用アダプタ112は、内視鏡の接眼部106へ伝送された被写体像の光路中に配設された可動ミラー120と、可動ミラー120を駆動するドライバ121とにより構成された撮像切換手段122を備えており、可動ミラー120の角度を選択的に切り換えることによって蛍光観察用と通常観察用とにカメラを切り換え、内視鏡101で得られた被写体像を通常観察用カメラ113あるいは蛍光観察用カメラ114へ導くようになっている。

【0088】前記通常観察用カメラ113にはカメラコントロールユニット（CCU）123が接続され、CCD115の出力の撮像信号（通常画像信号）が入力されてCCU123で信号処理がなされ、通常観察画像のビデオ信号が生成されるようになっている。

【0089】前記蛍光観察用カメラ114には蛍光画像処理手段となる蛍光画像処理装置124が接続され、CCD119の出力の撮像信号（蛍光画像信号）が入力されて蛍光画像処理装置124で信号処理がなされ、蛍光観察画像のビデオ信号が生成されるようになっている。

【0090】また、各部の動作タイミングを制御するタイミングコントローラ125が設けられ、配光用アダプタ108のドライバ110、受光用アダプタ112のドライバ121、回転フィルタ116の駆動用モータ117、及び蛍光画像処理装置124へタイミング制御信号を送出するようになっている。

【0091】前記CCU123及び蛍光画像処理装置124はビデオスイッチャ126に接続され、CCU123の出力の通常観察画像信号と蛍光画像処理装置124の出力の蛍光観察画像信号とがビデオスイッチャ126によって選択的に切換えられるようになっている。ビデオスイッチャ126には、手動により画像切換え制御を行うためのフットスイッチ127と、蛍光画像処理装置

124の演算結果に基づいて自動的に画像切換え制御を行うためのビデオスイッチングコントローラ128とが接続されている。ビデオスイッチャ126の出力端にはモニタ129が接続され、ビデオスイッチャ126によって選択された蛍光観察画像信号または通常観察画像信号がモニタ129に入力されて蛍光観察画像または通常観察画像が表示されるようになっている。

【0092】また、蛍光観察装置は、蛍光画像処理装置124における補正量の設定を行う際に用いる蛍光歪み検出用装置130を備えており、蛍光画像処理装置124に接続されている。蛍光歪み検出用装置130は、励起光の照射に対して2次的に完全に均一な蛍光特性を有する歪み検出用蛍光板131を備えて構成されており、励起光の照射を感知して蛍光画像処理装置124へ制御信号を出力するようになっている。

【0093】本例の蛍光観察装置において観察を行う際には、タイミングコントローラ125からのタイミング制御信号の指示によって、配光用アダプタ108、受光用アダプタ112によりそれぞれ光源及びカメラを切り換え、蛍光観察または通常観察を選択する。このとき、タイミングコントローラ125は、蛍光画像処理装置124内での処理と、配光用アダプタ108の可動ミラー109、受光用アダプタ112の可動ミラー120、蛍光観察用カメラ114の回転フィルタ116の各動作との同期をとる。

【0094】通常観察の場合には、図14において実線で示すような位置に可動ミラー109、120を移動させる。これにより、内視鏡101のライトガイド104には配光用アダプタ108を介してランプ光源装置103からの通常観察用照明光が導かれ、観察対象部位へ照射される。このとき、ランプ103aからの通常観察用照明光により照明された被写体像（通常観察像）は、イメージガイド105を通り受光用アダプタ112を経て通常観察用カメラ113へ導かれて撮像される。そして、CCD115で撮像された通常画像の撮像信号がCCU123で信号処理され、通常観察画像信号としてビデオスイッチャ126へ送出される。

【0095】一方、蛍光観察の場合には、図14において破線で示すような位置に可動ミラー109、120を移動させる。これにより、内視鏡101のライトガイド104には配光用アダプタ108を介してレーザ装置102からの励起光が導かれ、観察対象部位へ照射される。このとき、励起光を照射することによって得られる被検部位の蛍光像（蛍光観察像）は、イメージガイド105を通り受光用アダプタ112を経て蛍光観察用カメラ114へ導かれて撮像される。蛍光観察用カメラ114において、回転フィルタ116により前記 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ の波長帯域の蛍光成分が透過され、イメージインテンシファイア118で蛍光像が増幅されてCCD119で撮像される。CCD119で撮像された蛍光画像の撮像信

号が蛍光画像処理装置124で信号処理され、蛍光観察画像信号としてビデオスイッチャ126へ送出される。

【0096】本例では、タイミングコントローラ125は、前記通常観察及び蛍光観察の2つの状態を高速で切替えている。この結果、常にビデオスイッチャ126には、通常観察画像信号と蛍光観察画像信号との両方が送られる。

【0097】このビデオスイッチャ126に入力された通常観察画像及び蛍光観察画像の2つの画像をモニタ129に表示する方法としては、フットスイッチ127からの指示により画像を選択的に切り換えて一方のみを表示する方法、蛍光画像処理装置124の演算結果に基づいてビデオスイッチングコントローラ128の制御により例えば癌等の疾患部位を識別したときに蛍光画像を表示するように画像を切換える方法、ビデオスイッチャ126において蛍光観察画像及び通常観察画像を合成して2つの画像をスーパーインポーズ表示したり所定の態様に合成表示する方法などが挙げられる。

【0098】次に、図15に蛍光画像処理装置124の詳細の構成を示し、蛍光画像処理装置124の構成及び作用について説明する。

【0099】蛍光画像処理装置124は、信号入力部にマルチプレクサ141を有しており、マルチプレクサ141において入力された蛍光画像信号を前述した $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ の波長帯域の蛍光成分のそれぞれで出力先を切り換えて $\lambda 1$ 用のフレームメモリ142、 $\lambda 2$ 用のフレームメモリ143へ各々出力するようになっている。フレームメモリ（ $\lambda 1$ ）142、フレームメモリ（ $\lambda 2$ ）143にそれぞれ $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ の蛍光画像信号が記憶されるようになっている。マルチプレクサ141にはタイミングコントローラ125からのタイミングコントロール信号が入力され、 $\lambda 1$ 及び $\lambda 2$ の蛍光画像信号のタイミングとマルチプレクサの切り換えタイミングとの同期がとられるようになっている。

【0100】フレームメモリ（ $\lambda 1$ ）142、フレームメモリ（ $\lambda 2$ ）143の後段には信号の出力先を切換えるスイッチャ（ $\lambda 1$ ）144、スイッチャ（ $\lambda 2$ ）145が設けられ、各スイッチャ144、145には、 $\lambda 1$ 及び $\lambda 2$ 用の蛍光歪み検出回路146、147と画像変換テーブル148、149とが各々接続されている。

【0101】蛍光歪み検出回路146、147は、前記蛍光歪み検出用装置130に励起光を照射したときに得られる蛍光画像信号の標準信号レベルを所定値と比較することによって蛍光画像の歪みを検出するもので、検出結果に基づいて補正值設定信号を画像変換テーブル148、149へ送出し、蛍光画像信号の信号レベルを補正するための各々の画像変換テーブル148、149を作成するようになっている。

【0102】画像変換テーブル148、149の出力端は演算回路150に接続され、演算回路150において

画像変換テーブル148, 149で補正された蛍光画像信号に所定の演算が施され、蛍光観察画像のビデオ信号(蛍光観察画像信号)として出力されるようになってい

る。

【0103】蛍光観察を行う場合、レーザ装置102のHe-Cdレーザによる $\lambda_0 = 442\text{nm}$ の紫色光を生体組織に照射すると、 442nm より長い波長の自家蛍光が発生するので、この蛍光像を蛍光観察用カメラ114において回転フィルタ116で $\lambda_1 = 480 \sim 520\text{nm}$ と $\lambda_2 = 630\text{nm}$ 以上の2つの波長領域に分離透過して λ_1 と λ_2 の2つの蛍光像を順次撮像する。前記紫色光の励起光で得られる可視領域の蛍光感度は、正常部位では強く、癌などの病変部では弱くなり、特に λ_1 の $480 \sim 520\text{nm}$ の帯域では正常部位における蛍光感度が強く、病変部との差が大きくなる。

【0104】そこで、演算回路150において、例えば λ_1 と λ_2 における蛍光強度の比率または差分を求める演算を行い、生体組織の性状を判別可能な蛍光観察画像信号を生成する。

【0105】このとき、蛍光観察画像の周辺部の蛍光強度が弱くなってS/Nが劣化してしまうことを防止するために、蛍光歪み検出用装置130を用いて蛍光画像処理装置124の画像変換テーブル148, 149を作成して補正量の設定を行い、蛍光画像信号の補正を行う。

【0106】前記画像変換テーブル148, 149の作成時の動作を以下に説明する。

【0107】蛍光画像信号の補正量の設定を行う際には、まず、レーザ装置102からの励起光を蛍光歪み検出用装置130の歪み検出用蛍光板131に照射し、この蛍光板の蛍光像を内視鏡101を介して蛍光観察用カメラ114で撮像して得られた蛍光画像信号を蛍光画像処理装置124に送出する。前記歪み検出用蛍光板131は、使用する蛍光波長において、励起光の照射に対して2次元的に完全に均一な蛍光特性を有しており、2次元的に一定のレベルの蛍光強度を持った蛍光像が得られる。この標準となる蛍光画像を基にして、蛍光画像処理装置124において蛍光画像信号の信号レベルが2次元的に一定となるように画像信号の2次元的な変換を行って蛍光画像信号の補正を行うための画像変換テーブル148, 149を作成する。

【0108】蛍光歪み検出用装置130は、励起光の照射を感知すると、蛍光画像処理装置124のスイッチャ144, 145に対してスイッチャコントロール信号を供給し、フレームメモリ142, 143に記憶された蛍光画像信号を蛍光歪み検出回路146, 147に送るようにスイッチャ144, 145を切り換える。そして、蛍光歪み検出回路146, 147での検出結果に基づいて、画像変換テーブル148, 149が作成され、記憶される。これにより、蛍光画像信号の補正量が設定される。

【0109】次に、蛍光歪み検出回路146, 147における画像変換テーブル作成アルゴリズムの具体例を図16に示して説明する。なお、図16では簡単のため、 8×8 画素についてのみ示している。

【0110】まず、第1のステップとして、励起光を照射した歪み検出用蛍光板131を撮像した蛍光画像を、図16の(a)に示す原画像から各画素を図16の

(b)に示すような 2×2 の画素を1単位とした第1サブブロックに分割する。

【0111】そして、第2のステップとして、各第1サブブロックにおける蛍光画像信号の輝度積算値(信号強度積算値)を求め、この値をあらかじめ定められたしきい値 T_1 と比較し、前記輝度積算値がしきい値 T_1 より小さい場合、図16の(c)に示すように、その第1サブブロックの 2×2 の4画素を1画素とみなし、該サブブロックにおいて4画素の信号強度を積算した輝度積算値をこの画素の輝度とする。この分割したサブブロックにおける複数の画素を1画素とみなしてこのサブブロックの輝度積算値を画素の輝度とする操作を画素統合と呼ぶことにする。この画素統合により、1画素とみなした画素の輝度信号レベルは元の画素の約4倍となる。

【0112】すなわち、標準となる蛍光像を撮像して得られた蛍光画像信号において、各画素での輝度となる信号レベル(蛍光強度)が所定値よりも小さい場合は、その画素において蛍光強度が弱くS/N劣化の原因となる歪みの発生を検出したものとして複数の画素を1画素とみなす画素統合を行う。ここでは、図16の各図において右上が周辺部に相当し、左下が中心部側に相当する画素としており、周辺部に相当する画素で輝度が小さいために画素統合が行われている。図16の(c)では、11個の第1サブブロックにおいて画素統合が行われたことを示している。

【0113】次に、第3のステップとして、図16の(c)に示す画素統合された画像から図16の(d)に示すような 4×4 の画素を1単位とした第2サブブロックに分割する。

【0114】そして、第4のステップとして、各第2サブブロック内の4つの第1サブブロックのすべてが、前記の画素統合操作により各々1画素とみなされている場合に限り、それらの4つの画素における蛍光画像信号の輝度積算値を求め、この値をあらかじめ定められたしきい値 T_2 と比較する。前記輝度積算値がしきい値 T_2 より小さい場合、図16の(e)に示すように、その第2サブブロックの4つの画素(第1サブブロックが 2×2 、すなわち 4×4 画素)を1画素とみなし、該サブブロックにおける信号強度を積算した輝度積算値をこの画素の輝度とする画素統合を行う。図16の(e)では、1個の第2サブブロックにおいて画素統合が行われたことを示している。

【0115】以降のステップにおいて、前述と同様な画

素統合操作を8×8の第3サブブロックに対して、16×16の第4サブブロックに対して…というように繰り返す、所定の大きさのサブブロックまで到達した場合、または、画素統合を行う対象が全くなかった場合に、この画素統合操作を終了する。

【0116】以上の操作により、標準の蛍光画像を実際に撮像した場合の各画素での光強度をモニタしながら統合する画素数を決定し、得られた画素の統合状態が画像変換テーブルの内容となる。図16の例では(e)に示した統合状態が画像変換テーブルになる。蛍光歪み検出回路146、147それぞれにおいてλ1、λ2の蛍光画像信号について前記画素統合操作を行い、画像変換テーブル148、149を作成してそれぞれ記憶する。

【0117】実際の蛍光観察診断時には、蛍光画像処理装置124に入力されて装置内のフレームメモリ142、143に記憶された蛍光画像信号は、スイッチ144、145から直接に画像変換テーブル148、149へ送られる。画像変換テーブル148、149では、蛍光画像信号が入力されると直ちに画素統合が行われて画像信号が2次元的に変換され、蛍光画像信号における所定の位置の輝度レベルが補正される。蛍光画像信号は画像変換テーブル148、149で補正が行われた後、演算回路150で所定の演算が行われ、その結果最終的な蛍光観察画像信号としてビデオスイッチ126へ出力される。

【0118】なおこのとき、演算回路150の演算結果に基づいてビデオスイッチングコントロール信号がビデオスイッチングコントローラ128に送出され、例えば癌等の疾患部位を識別したときにビデオスイッチングコントローラ128の制御によりビデオスイッチ126を自動的に切り換え、蛍光画像を表示するようにすることが可能になっている。

【0119】画像変換テーブルを作成する方法としては、前述した方法の他に、サブブロックに分割する際に正方形のブロックに限定しないで長方形・矩形等のブロックも許容して画素統合を行う方法とか、ブロック単位でなく、画素単位で領域分割を行って蛍光画像の状態に応じて任意の形状の画素統合範囲を決定する方法なども考えられる。

【0120】歪み検出用蛍光板131を撮像した標準の蛍光画像内において信号レベルが低い部分は、実際に被検部位の蛍光画像を撮像した場合でも信号レベルが低くなり、S/Nが劣化する。従って、このような画像の周辺部などのS/Nの悪い部位において画素統合、すなわち画像信号の空間的積分操作を行うことによって、信号レベルが低くて暗い部分の輝度を増加させることができ、S/Nを向上させることができる。すなわち、標準の蛍光画像の画像全体において一定の信号レベルの画像信号が得られるように蛍光強度が低い部分の信号レベルを増加させ、輝度を均等に補正することができる。

【0121】前記画像信号の空間的積分操作を行うと積分を行った分だけ画像の解像度は低下することになるが、蛍光画像診断においては、病変部範囲の精密な同定を行うことについては病変部の見逃しを防止することに比べると重要度は低い。従って、本例のように画像信号の空間的積分操作を行う構成では、解像度低下による病変部範囲同定の精度低下のデメリットに比べて、蛍光画像のS/N向上によって蛍光診断の誤りを防止できる効果の方が大きく、蛍光観察の際の蛍光診断能力を大きく向上させることができ、蛍光診断上の誤りの発生を防止することができる。

【0122】次に、蛍光観察用の光源として2つのレーザ装置を備えた蛍光観察装置の構成例を図17に示す。

【0123】蛍光観察を行うには、図14の実施例で示したような紫色の励起光を照射して生体組織の自家蛍光の像を観察する方法と、生体内に癌組織等に集積性のあるヘマトポルフィリン、フォトフィリンなどの蛍光物質を注入し、例えば600nmぐらいの赤色の励起光を照射してこれより長い波長で発光する蛍光像を観察する方法の2つが主に用いられている。本例では、前記2種類の蛍光観察を行うことができるように2つのレーザ装置を備えて構成されている。

【0124】内視鏡101は、図14の実施例とほぼ同様に構成されており、ライトガイド104が挿通したユニバーサルコード107端部のコネクタには、照明光を通常観察用のランプ光と蛍光観察用の励起光となるレーザ光とに切り換える第1の配光用アダプタ161が接続されている。この第1の配光用アダプタ161には、通常観察用の白色の照明光を発生するランプ光源103aを備えたランプ光源装置103と、励起光としての2種類のレーザ光を切り換える第2の配光用アダプタ162とが連結されている。第2の配光用アダプタ162には、自家蛍光観察用の紫色の励起光を発生する第1のレーザ源165aを備えた第1のレーザ装置165と、前記蛍光物質を励起する波長を持つ例えば赤色の励起光を発生する第2のレーザ源166aを備えた第2のレーザ装置166とが接続されている。

【0125】内視鏡101の接眼部106には、図示しない受光用アダプタ及びカメラが接続され、図14の実施例と同様にして通常観察像及び蛍光観察像を撮像できるようになっている。

【0126】第1の配光用アダプタ161及び第2の配光用アダプタ162には、それぞれ可動ミラー163、164を有する照明光切換手段が設けられ、内視鏡101のライトガイド104に供給する照明光を切り換え可能になっている。

【0127】この構成の蛍光観察装置においては、通常の内視鏡観察を行う場合は、第1の配光用アダプタ161の可動ミラー163を図中の実線で示す位置に切り換え、ランプ光源装置103からの白色照明光を内視鏡1

01のライトガイド104へ導き、通常観察像を得る。

【0128】一方、蛍光観察を行う場合は、第1の配光用アダプタ161の可動ミラー163を図中の破線で示す位置に切り換え、第1のレーザ装置165または第2のレーザ装置166からの励起光を内視鏡101のライトガイド104へ導き、蛍光観察像を得る。ここで、生体組織の自家蛍光による蛍光観察を行う場合は、第2の配光用アダプタ162の可動ミラー164を図中の実線で示す位置に切り換え、第1のレーザ装置165からの自家蛍光観察用の励起光を内視鏡101へ導いて生体組織へ照射する。

【0129】また、蛍光物質を癌等へ集積させてその蛍光像を観察する場合は、生体組織167へ蛍光物質を注入して腫瘍部位168へ選択的に集積させ、第2の配光用アダプタ162の可動ミラー164を図中の破線で示す位置に切り換え、第2のレーザ装置166からの蛍光物質励起用の励起光を内視鏡101へ導いて生体組織へ照射する。これにより、生体組織167の腫瘍部位168が他の部位に比べて大きな蛍光強度を示し、この蛍光像を観察することによって癌等の腫瘍部位を同定することができる。

【0130】このように、本例によれば、蛍光観察用の励起光として自家蛍光による蛍光観察用のレーザ光と蛍光物質による蛍光観察用のレーザ光とを切り換え、それぞれの励起光を照射することにより自家蛍光による蛍光観察及び蛍光物質による蛍光観察が可能であり、腫瘍部位を確実に診断することができる。

【0131】次に、1つの光源装置により通常の内視鏡観察と蛍光観察とを可能にした蛍光観察装置の構成例を図18に示す。なお、内視鏡101に接続される光源装置以外の構成及び作用は図14に示した実施例と同様であり、ここでは説明を省略する。

【0132】本例の光源装置170は、内視鏡101のライトガイドコネクタ107aに接続され、キセノンランプ等からなるランプ光源171を備えており、ランプ光源171はフラッシュユニット172が接続されて通常観察用の照明光と蛍光観察用の励起光とを発生できるようになっている。ランプ光源171からの出射光の光路中には、前記通常観察用照明光と励起光とを時分割する回転フィルタ173が配設され、駆動用モータ174によって回転駆動されるようになっている。

【0133】前記フラッシュユニット172は、蛍光画像処理装置124からのフラッシュコントロール信号が入力され、ランプ光源171のフラッシュ発光の制御が行われるようになっている。また、前記フラッシュユニット172及び駆動用モータ174は、タイミングコントローラ125からのタイミング制御信号によって動作のタイミングの同期がとられるようになっている。

【0134】ランプ光源171から発した光は回転フィルタ173により通常観察用照明光と励起光とに時分割

され、交互に内視鏡101のライトガイド104に導かれ、観察対象部位へ照射される。このとき、配光側の光源装置と受光側のアダプタ、カメラ及び信号処理装置との同期は、タイミングコントローラ125からのタイミング制御信号により制御される。

【0135】蛍光画像処理装置124は、カメラより入力される蛍光画像信号の信号レベルをモニタすることにより蛍光像の明るさを検出して励起光の強度を監視しており、励起光の強度が不足している場合には、蛍光画像処理装置124からフラッシュユニット172にフラッシュコントロール信号を送信する。このとき、フラッシュユニット172は、タイミングコントローラ125からのタイミング制御信号を受けながら、適切なタイミングでランプ光源171をフラッシュ発光させ、励起光強度を増大させる。

【0136】このように光源装置を構成することにより、蛍光観察用の励起光を発生するためにレーザ装置が不要であり、1つの光源装置で通常観察用の照明光と蛍光観察用の励起光とを得て通常観察及び蛍光観察を行うことができる。また、励起光の光量が不足している場合でも、ランプをフラッシュ発光させることによって十分な光量を得ることができ、良好な蛍光観察を行うことができる。

【0137】 [付記]

(2-1) 観察対象部位の蛍光を得るための励起光を発生する蛍光観察用光源手段と、前記蛍光観察用光源手段からの励起光による励起に基づく観察対象部位の蛍光観察像を撮像する蛍光観察用撮像手段とを備え、蛍光観察画像を表示する蛍光観察装置であって、前記蛍光観察用撮像手段からの蛍光画像信号より、蛍光観察画像内の複数の画素の信号強度を積算して、これらの画素を1画素として前記蛍光画像信号を補正する蛍光画像処理手段を備えた蛍光観察装置。

【0138】この構成では、蛍光画像処理手段によって、蛍光観察用撮像手段からの蛍光画像信号より、蛍光観察画像内の複数の画素の信号強度を積算して、これらの画素を1画素として前記蛍光画像信号を補正する処理を行うことにより、蛍光観察画像のS/Nを向上させ、蛍光診断上の誤りの発生を防ぐことができる。

【0139】(2-2) 通常観察用の照明光を発生する通常観察用光源手段と、前記通常観察用光源手段からの照明光による観察対象部位の通常観察像を撮像する通常観察用撮像手段と、観察対象部位の蛍光を得るための励起光を発生する蛍光観察用光源手段と、前記蛍光観察用光源手段からの励起光による励起に基づく観察対象部位の蛍光観察像を撮像する蛍光観察用撮像手段とを備え、蛍光観察画像と通常観察画像とを同時に、あるいは、時分割で切換えて表示する蛍光観察装置であって、前記蛍光観察用撮像手段からの蛍光画像信号より、蛍光観察画像内の複数の画素の信号強度を積算して、これら

の画素を1画素とする蛍光画像処理手段を備えた蛍光観察装置。

【0140】(2-3) 前記蛍光画像処理手段は、前記蛍光観察画像内の複数の画素を1画素とする場合の画素の設定を2次的に均一な蛍光特性を持つ蛍光板を撮像した蛍光画像信号に基づいて行う付記(2-1)に記載の蛍光観察装置。

【0141】この構成では、2次的に均一な蛍光特性を持つ蛍光板を撮像した結果に基づいて蛍光画像処理手段の処理機能を作成することにより、画像のS/Nの悪い部分を正確に同定でき、同定結果に応じた適切なS/Nの向上を行うことができる。

【0142】(2-4) 前記蛍光画像処理手段は、前記蛍光観察画像内の複数の画素の信号強度積算値が所定値となるようにこれらの複数の画素の信号強度を積算して1画素とする付記(2-1)に記載の蛍光観察装置。

【0143】(2-5) 前記蛍光画像処理手段において信号強度を積算する複数の画素は、所定の数および形状の画素ブロックである付記(2-1)に記載の蛍光観察装置。

【0144】この構成では、蛍光画像処理手段の処理における演算手法を簡単にでき、処理速度の向上、ハードウェア構成の単純化を図ることができる。

【0145】(2-6) 前記蛍光画像処理手段において信号強度を積算する複数の画素は、蛍光観察画像に応じた任意の数、形状のものである付記(2-1)に記載の蛍光観察装置。

【0146】この構成では、蛍光画像処理手段の処理において、S/N向上のため最適な処理対象画素を選択することができ、S/N向上のレベルアップを実現できる。

【0147】ところで、内視鏡を用いて治療処置を行う経内視鏡的処置としては、治療用レーザ装置に接続したレーザプローブを内視鏡のチャンネルを介して目的部位まで挿入し、レーザ光を病変部位等に照射して焼灼、凝固、蒸散等を行うレーザ処置がある。このようなレーザ光の照射による治療処置を行うレーザ治療装置では、Nd:YAGレーザ光などの高エネルギーの治療用のレーザ光をレーザプローブ等のレーザガイド手段により病変部位に導いて治療部位を照射し、焼灼、凝固、蒸散等の処置を行うようになっている。

【0148】従来の装置では、前述したような検査対象部位の蛍光画像を得て蛍光診断を行う蛍光観察装置とレーザ治療装置とは別に設けられており、対象部位の蛍光診断を行うと同時に治療用のレーザ光によりレーザ治療処置を行うことは考慮されておらず、蛍光観察をしながら治療部位を認識して確実かつ容易にレーザ治療処置を行うことは困難であった。

【0149】前記のような問題点を解決するため、蛍光画像を得て観察、診断するための蛍光観察装置と、治療

用のレーザ光による処置を行うためのレーザ治療装置とを備え、病変部位等の蛍光観察とレーザ治療とが同時に可能な蛍光診断治療装置の構成例を以下に示す。

【0150】図19は蛍光観察とレーザ治療とが同時に可能な蛍光診断治療装置の第1の実施例に係る装置の全体構成を示す構成説明図である。

【0151】本例の蛍光診断治療装置は、観察対象部位への励起光の導光及び観察対象部位からの蛍光の結像を行う内視鏡201を備えている。そして、励起光を発生する蛍光観察用の励起光源手段として、例えば442nmの紫色光を発生するHe-Cd(ヘリウム-カドミウム)レーザ光発生手段を有する励起用レーザ装置202を備え、また、内視鏡画像を観察するための通常観察用の光源として白色光を発生するキセノンランプ等のランプ203aを有する通常観察用光源装置203を備えている。さらに、生体組織の病変部を処置することのできるエネルギーを有する治療用のレーザ光として例えば赤外のNd:YAGレーザを発生するレーザ光発生手段を有する治療用レーザ発生手段としての治療用レーザ装置230を備えて構成されている。

【0152】治療用レーザ装置230は、治療用レーザ光を伝達するレーザ導光手段としてのレーザプローブ231が接続され、発生したレーザ光をレーザプローブ231に供給しレーザプローブ231の先端より治療用レーザ光を出射できるようになっている。治療用レーザ装置230で発生する治療用レーザ光としては、前記励起光を生体組織に照射して得られる蛍光像の蛍光波長とは異なる波長域のものであって、可視光範囲外の波長のものが用いられ、赤外のNd:YAGレーザ(波長1.06μm)の他に、エキシマ等の紫外レーザや、赤外のHo:YAGレーザ(波長約2μm)、Er:YAGレーザ(波長約3μm)等を用いることが可能である。

【0153】内視鏡201は、励起用レーザ装置202あるいは通常観察用光源装置203からの出射光を先端部まで伝達するライトガイド204と、観察像を後端側の接眼部206まで伝達するイメージガイド205とが挿通されており、ライトガイド204は手元側の把持部の側部より延出したユニバーサルコード207内を挿通して端部のライトガイドコネクタ207aまで延設されている。また、内視鏡201には、治療用レーザ装置230に接続されたレーザプローブ231を挿通可能なチャンネル232が手元側から先端部まで貫通して設けられており、レーザプローブ231をチャンネル232内に挿通して内視鏡先端部より突出させることが可能になっている。

【0154】励起用レーザ装置202及び通常観察用光源装置203は、内視鏡201へ導く光を切り換える配光用アダプタ208に接続され、配光用アダプタ208には前記内視鏡201のライトガイドコネクタ207aが接続されて、励起用レーザ装置202からのレーザ光

による励起光あるいは通常観察用光源装置 203 からの通常観察用照明光が配光用アダプタ 208 を介して内視鏡のライトガイド 204 へ導かれ、内視鏡 201 の先端部より出射されるようになっている。

【0155】前記配光用アダプタ 208 は、励起用レーザ装置 202 及び通常観察用光源装置 203 の出射光の光路中に配設された可動ミラー 209 と、可動ミラー 209 を駆動するドライバ 210 とにより構成された照明光切換手段 211 を備えており、可動ミラー 209 の角度を選択的に切り換えることによって励起光あるいは通常観察用照明光を内視鏡のライトガイド 204 後端面へ導くようになっている。

【0156】内視鏡 201 の接眼部 206 には、受光用アダプタ 212 が接続され、この受光用アダプタ 212 には通常画像受信部となる通常観察用カメラ 213 と蛍光画像受信部となる蛍光観察用カメラ 214 とが接続され、各々の撮像手段によって通常観察像及び蛍光観察像が撮像されるようになっている。通常観察用カメラ 213 は、結像光学系と、撮像素子としての CCD 215 とを備え、通常観察用光源装置 203 からの通常観察用照明光で照射された被検部位の像（通常観察像）を撮像するようになっている。

【0157】蛍光観察用カメラ 214 は、結像光学系と、所定の帯域の蛍光成分を通過させる回転フィルタ 216 と、回転フィルタ 216 を回転駆動する駆動用モータ 217 と、回転フィルタ 216 を透過した像を増幅するイメージンスファア (I.I.) 218 と、イメージンスファア 218 の出力像を撮像する撮像素子としての CCD 219 と、さらに回転フィルタ 216 とイメージンスファア 218 との間に配設された治療用レーザ光を遮断するフィルタ手段としての治療用レーザカットフィルタ 233 とを備え、励起用レーザ装置 202 からの励起光を照射することによって得られる被検部位の蛍光像（蛍光観察像）を撮像するようになっている。回転フィルタ 216 は、例えば $\lambda_1 = 480 \sim 520 \text{ nm}$ の帯域通過フィルタと $\lambda_2 = 630 \text{ nm}$ 以上の帯域通過フィルタとが配設されて円盤状に形成され、回転することによってこれらのフィルタが順次光路中に介挿され、それぞれの帯域の蛍光成分を通過させるようになっている。また、治療用レーザカットフィルタ 233 としては、治療用レーザ光に紫外レーザを使用する場合には紫外カットフィルタが、赤外レーザを使用する場合には赤外カットフィルタが用いられ、治療用レーザ光の波長成分を通過させないように除去（カット）するようになっている。

【0158】受光用アダプタ 212 は、内視鏡の接眼部 206 へ伝送された被写体像の光路中に配設された可動ミラー 220 と、可動ミラー 220 を駆動するドライバ 221 とにより構成された撮像切換手段 222 を備えており、可動ミラー 220 の角度を選択的に切り換えるこ

とによって蛍光観察用と通常観察用とにカメラを切り換え、内視鏡 201 で得られた被写体像を通常観察用カメラ 213 あるいは蛍光観察用カメラ 214 へ導くようになっている。

【0159】前記内視鏡 201、受光用アダプタ 212、蛍光観察用カメラ 214 を含んで蛍光収集手段が構成されている。

【0160】前記通常観察用カメラ 213 にはカメラコントロールユニット (CCU) 223 が接続され、CCD 215 の出力の撮像信号（通常画像信号）が入力されて CCU 223 で信号処理がなされ、通常観察画像のビデオ信号が生成されるようになっている。

【0161】前記蛍光観察用カメラ 214 には蛍光画像処理手段としての蛍光画像処理装置 224 が接続され、CCD 219 の出力の撮像信号（蛍光画像信号）が入力されて蛍光画像処理装置 224 で信号処理がなされ、蛍光観察画像のビデオ信号が生成されるようになっている。

【0162】また、各部の動作タイミングを制御するタイミングコントローラ 225 が設けられ、配光用アダプタ 208 のドライバ 210、受光用アダプタ 212 のドライバ 221、回転フィルタ 216 の駆動用モータ 217、及び蛍光画像処理装置 224 へタイミング制御信号を送出するようになっている。

【0163】前記 CCU 223 及び蛍光画像処理装置 224 は画像切換手段としてのビデオスイッチャ 226 に接続され、通常観察手段により得られる CCU 223 の出力の通常観察画像信号と蛍光観察手段により得られる蛍光画像処理装置 224 の出力の蛍光観察画像信号とがビデオスイッチャ 226 によって選択的に切換えられるようになっている。ビデオスイッチャ 226 には、手動により画像切換え制御を行うためのフットスイッチ 227 と、蛍光画像処理装置 224 において信号処理される蛍光画像信号を基に励起光より長い波長の蛍光光量を検出して病変部位の識別信号を生成し、この病変部位の識別信号を出力して自動的に画像切換え制御を行うためのビデオスイッチングコントローラ 228 とが接続されている。ビデオスイッチャ 226 の出力端にはモニタ 229 が接続され、ビデオスイッチャ 226 によって選択された蛍光観察画像信号または通常観察画像信号がモニタ 229 に入力されて蛍光観察画像または通常観察画像が表示されるようになっている。

【0164】本例の蛍光診断治療装置において観察を行う際には、タイミングコントローラ 225 からのタイミング制御信号の指示によって、配光用アダプタ 208、受光用アダプタ 212 によりそれぞれ光源及びカメラを切り換え、蛍光観察または通常観察を選択する。このとき、タイミングコントローラ 225 によって、蛍光画像処理装置 224 内での処理と、配光用アダプタ 208 の可動ミラー 209、受光用アダプタ 212 の可動ミラー

220、蛍光観察用カメラ214の回転フィルタ216の各動作との同期がとられる。

【0165】配光用アダプタ208は、ドライバ210によって可動ミラー209を駆動することにより、通常観察用光源装置203のランプ203aからの白色照明光と励起用レーザ装置202からの励起光とを切り換え、内視鏡201のライトガイド204に導光する。配光用アダプタ208から導かれた光は、ライトガイド204を通して内視鏡201の先端部まで伝送され、前方の観察対象部位へ向かって照射される。観察対象部位からの戻り光は、通常観察像あるいは蛍光観察像として、内視鏡201内を挿通するイメージガイド205により手元側の接眼部206まで伝送される。

【0166】受光用アダプタ212は、ドライバ221によって可動ミラー220を駆動することにより、内視鏡201の接眼部206からの像を出力するカメラを切り換え、通常観察像を通常観察用カメラ213へ、蛍光観察像を蛍光観察用カメラ214へ導く。

【0167】白色光の通常観察用照明光で照明された被写体像（通常観察像）は、通常観察用カメラ213において内蔵されたCCD215により撮像される。そして、通常画像の撮像信号がCCU223へ伝送されて信号処理され、通常観察画像信号としてビデオスイッチャ226へ送出される。

【0168】励起光を照射することによって得られる被検部位の蛍光像（蛍光観察像）は、蛍光観察用カメラ214において、回転フィルタ216により前記 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ の波長帯域の蛍光成分が透過され、イメージインテンシファイア218で蛍光像が光増幅されてCCD219で撮像される。そして、蛍光画像の撮像信号が蛍光画像処理装置224で信号処理され、蛍光観察画像信号としてビデオスイッチャ226へ送出される。前記回転フィルタ216により分離された $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ の2つの波長帯域の蛍光成分は、正常部位と病変部位とで蛍光強度が異なっている。すなわち正常部位と病変部位とでは蛍光スペクトル強度が異なるようになっており、蛍光画像処理装置224における信号処理により正常部位と病変部位とが区別された蛍光観察画像が生成される。

【0169】ビデオスイッチャ226に入力された通常観察画像及び蛍光観察画像の2つの画像は、ビデオスイッチングコントローラ228からの病変部位の識別信号によって切り換えられ、例えば被検部位の蛍光像から病変部位が検出されたときは蛍光観察画像が、その他の場合には通常観察画像がモニタ229へ出力され、モニタ229に通常観察画像または蛍光観察画像が表示される。なお、ビデオスイッチャ226は、前記識別信号により通常観察画像または蛍光観察画像を選択して出力するが、フットスイッチ227の指示によっても画像の切り換えができるようになっている。

【0170】本例の蛍光診断治療装置において蛍光診断

しながらレーザ照射治療を行う場合には、治療用レーザ装置230に接続されたレーザプローブ231を内視鏡201のチャンネル232に挿通して内視鏡先端部より突出させ、治療用レーザ装置230からの治療用レーザ光を病変部等の治療目的部位へ照射する。このレーザ照射により、レーザ照射部位は変性または凝固、蒸散し、治療処置がなされる。

【0171】このとき、蛍光観察用カメラ214において、イメージインテンシファイア218の前方にはイメージインテンシファイア218を保護するための治療用レーザカットフィルタ233が配置されており、この治療用レーザカットフィルタ233によって治療用レーザ光の波長帯域の成分が除去され、治療用レーザ光の反射光によりイメージインテンシファイア218が損傷を受けることを防止できるようにしている。なお、治療用レーザ光は、前述したように励起光による蛍光観察像の蛍光波長とは異なる波長帯域の光が用いられ、蛍光観察像に影響を与えないようになっている。

【0172】レーザプローブ231からの治療用レーザ光の照射位置は、例えば内視鏡201のチャンネル232の開口部の延長線上で蛍光観察像における所定の位置に照射されるようになっている。なお、レーザプローブ231の先端部を湾曲可能として、蛍光観察しながら所望の位置に治療用レーザ光を照射できるようにしても良い。

【0173】治療用レーザ光によるレーザ照射部位は励起光を照射しても蛍光を発しなくなるため、観察対象部位の蛍光画像は、正常部、病変部に加えて、レーザ光による被照射部（処置部）の3つの部分に蛍光の状態（蛍光スペクトル強度）によって分離される。

【0174】本例では、モニタ229上の蛍光観察画像を、例えば、正常部を緑、病変部（疾患による異常部）を赤、レーザ照射されて蛍光のない処置部を白または黒などの正常部や病変部とは異なる色でそれぞれ疑似カラー表示することにより、レーザ照射による処置状態が蛍光観察画像上に表示され、容易に処置状態を把握することが可能であり、病変部を検出して病変部と処置部とを判断しながらレーザ照射処置ができる。

【0175】以上のように、蛍光診断装置の蛍光観察用カメラにおいてイメージインテンシファイアの光路前方に治療用レーザカットフィルタを設け、蛍光診断用内視鏡のチャンネルにレーザプローブを挿通可能としたことにより、本例の構成で蛍光診断用内視鏡を介して蛍光診断をしながら、治療用レーザ光による凝固、蒸散等の治療が行うことが容易に可能となる。また、蛍光観察画像において正常部と異常部とを識別可能にするのに加えて、レーザ照射による治療処置部位を正常部や異常部とは異なる色で疑似カラー表示することにより、治療処置部位が容易に識別でき、処置状態を確認しながら確実に容易にレーザ照射治療処置を行うことが可能となる。

【0176】図20は蛍光観察とレーザ治療とが同時に可能な蛍光診断治療装置の第2の実施例に係る装置の全体構成を示す構成説明図である。

【0177】第2の実施例は、図19の第1の実施例の装置構成に治療用レーザ光の出射を蛍光観察画像の状態により制御する機能構成を加えたものである。蛍光観察用カメラ214で撮像された蛍光像の撮像信号を処理する蛍光画像処理装置224は、治療用レーザ装置230にも接続され、蛍光画像処理装置224より治療用レーザ装置230へレーザ出射制御信号が送出されるようになっている。

【0178】その他の部分の構成は図19の第1の実施例と同様であり、説明を省略する。

【0179】励起用レーザ装置202からの励起光を観察対象部位へ照射し、生体組織の蛍光像を蛍光観察用カメラ212で撮像して蛍光画像処理装置224により信号処理を行って蛍光観察画像を生成し、蛍光観察画像をモニタ229に表示して蛍光観察、診断を行う。このように蛍光診断を行いながら、治療用レーザ装置230からの治療用レーザ光を内視鏡201を介してレーザプローブ232の先端より目的部位へ照射し、レーザ照射治療を行う。

【0180】蛍光観察画像は、例えば前述の第1の実施例と同様に正常部が緑、病変部が赤、レーザ照射されて蛍光のない処置部が白または黒などの正常部や病変部とは異なる色でそれぞれ疑似カラー表示され、この蛍光観察画像を観察して蛍光診断しながら治療用レーザ光を出射する。

【0181】このとき、蛍光画像処理装置224によって、得られた処置部位の蛍光観察画像より病変部の範囲や処置状態を判断し、蛍光観察画像の状態によりレーザ出射制御信号を出力して治療用レーザ装置230の出射を制御する。

【0182】蛍光診断により、病変部の範囲が確認され、その範囲をレーザ照射治療していくが、このとき、レーザ照射により病変部はだんだん減少していき、モニタ229の蛍光観察画像上では赤色部が減少し、レーザ被照射部（凝固、蒸散した部分）を示す黒や白色の表示部分となる。病変部を全てレーザ照射すると、ついには病変部を示す赤色部はなくなる。本例では、蛍光観察画像において赤色部（すなわち病変部）がある場合に蛍光画像処理装置224から病変部を示す信号があることに基づくレーザ出射制御信号が治療用レーザ装置230へ出力され、治療用レーザ装置230から治療用レーザ光が出射される。蛍光観察画像において赤色部がなくなり、病変部を示す信号がなくなってレーザ出射制御信号がオフとなると、これを受けて治療用レーザ装置230は治療用レーザ光の出射を停止する。

【0183】このように、蛍光観察画像の状態によって治療用レーザ光の出射を制御することにより、どこが病

変部であるかを蛍光観察画像から判断しながら自動的にレーザ照射を行うことができるため、必要最小限のレーザ照射を行って病変部をレーザ治療処置でき、安全かつ効率良いレーザ照射治療が可能となる。

【0184】その他の作用及び効果は図19の第1の実施例と同様である。

【0185】図21は蛍光観察とレーザ治療とが同時に可能な蛍光診断治療装置の第3の実施例に係る装置の全体構成を示す構成説明図である。

【0186】第3の実施例は、図20の第2の実施例の装置構成に治療用レーザ光の出射状態により蛍光観察画像と通常観察画像との切換えを制御する機能構成を加えたものである。治療用レーザ光を出射する治療用レーザ装置230は、ビデオスイッチングコントローラ228にも接続され、レーザ出射信号が治療用レーザ装置230よりビデオスイッチングコントローラ228へ送出されるようになっている。

【0187】その他の部分の構成は図19の第1の実施例と同様であり、説明を省略する。

【0188】蛍光観察、診断を行いながら、治療用レーザ装置230より治療用レーザ光を出射し、レーザ照射治療を行う際に、本例では、レーザ出射時に治療用レーザ装置230からレーザ出射信号をビデオスイッチングコントローラ228に送り、モニタ229に表示する観察画像の切換えを制御する。ビデオスイッチングコントローラ228は、レーザ出射信号を受けるとビデオスイッチャ226を切換え制御してモニタ229へ出力する画像信号を可視像である通常観察画像信号に固定し、モニタ229に通常観察画像を表示して蛍光観察画像をオフにする。すなわち、レーザ照射治療中は通常観察画像により治療対象部位を観察するようにする。

【0189】なおこのとき、図20の第2の実施例と同様に、蛍光画像処理装置224において蛍光観察画像より処置状態（病変部の範囲の変化）を認識し、病変部の信号がなくなったときに治療用レーザ装置230へのレーザ出射制御信号をオフとして治療用レーザ光の出射を停止させる。

【0190】このように、治療用レーザ光の出射状態によって蛍光観察画像と通常観察画像との切換えを制御することにより、治療用レーザ出射時には可視像である通常観察画像をモニタ表示して、治療部位を肉眼観察と同様に観察できると共に治療用レーザ光が観察画像に入ってしまう恐れもなく、術者が安全、確実にレーザ照射治療を行うことができる。

【0191】次に、蛍光観察画像を補正するための赤外画像生成用の光源として赤外光源を用いた蛍光観察装置の構成例を図23に示す。

【0192】本例の蛍光観察装置は、通常観察用の白色照明光を供給する通常観察用光源装置の代わりに、赤外観察像を得るための赤外光を発生する赤外光源243a

を有する赤外光源手段としての赤外光源装置243を備え、配光用アダプタ208を介して内視鏡241へ赤外照明光を供給するようになっている。

【0193】内視鏡241は、励起用レーザ装置202あるいは赤外光源装置243からの出射光を先端部まで伝達するライトガイド244と、観察像を後端側の接眼部246まで伝達するイメージガイド245とが挿通されており、ライトガイド244が挿通されたユニバーサルコード247端部のライトガイドコネクタ247aが配光用アダプタ208に接続されるようになっている。

【0194】蛍光収集手段及び赤外光収集手段となる内視鏡241の接眼部246に装着される受光用アダプタ212には、蛍光観察用カメラ214と赤外観察用カメラ248とが接続され、各々の撮像手段によって赤外観察像及び蛍光観察像が撮像されるようになっている。蛍光観察用カメラ214は蛍光画像処理装置249に接続され、蛍光観察用カメラ214で撮像された蛍光観察像の画像信号が蛍光画像処理装置249へ送られて信号処理されるようになっている。

【0195】また、赤外観察用カメラ248はCCU223を介して蛍光画像処理装置249に接続され、赤外観察用カメラ248で撮像された赤外観察像の画像信号はCCU223で信号処理されて蛍光画像処理装置249へ送られ、この赤外面像信号を基に蛍光画像信号が補正されて蛍光観察画像のビデオ信号が生成されるようになっている。蛍光画像処理装置249の出力端はモニタ229に接続され、蛍光画像処理装置249の出力の蛍光観察画像がモニタ229に表示されるようになっている。

【0196】その他の部分において図19の第1の実施例と同様の構成については同一符号を付して説明を省略する。

【0197】本例の蛍光観察装置において蛍光観察を行う際には、タイミングコントローラ225によって、配光用アダプタ208の可動ミラー209、受光用アダプタ212の可動ミラー220、蛍光観察用カメラ214の回転フィルタ216の各動作の同期をとり、配光用アダプタ208及び受光用アダプタ212を切り換え制御して光源及びカメラを切り換える。

【0198】配光用アダプタ208は、励起用レーザ装置202からの励起光と赤外光源装置243からの赤外光とを切り換え、内視鏡241のライトガイド244に導光する。配光用アダプタ208から導かれた光は、ライトガイド244を通して内視鏡241の先端部まで伝送され、前方の観察対象部位へ向かって照射される。観察対象部位からの戻り光は、蛍光観察像あるいは赤外観察像として、内視鏡241内を挿通するイメージガイド245により手元側の接眼部246まで伝送される。

【0199】受光用アダプタ212は、内視鏡241の接眼部246からの像を出力するカメラを切り換え、蛍

光観察像を蛍光観察用カメラ214へ、赤外観察像を赤外観察用カメラ248へ導く。

【0200】赤外照明光で照明された被写体像（赤外観察像）は、赤外観察用カメラ248において内蔵されたCCD215により撮像され、赤外面像の撮像信号がCCU223へ伝送されて信号処理され、赤外面像信号として蛍光画像処理装置249へ伝送される。

【0201】励起光を照射することによって得られる被検部位の蛍光像（蛍光観察像）は、蛍光観察用カメラ214において、回転フィルタ216により正常部と病変部とで蛍光強度の比率が異なる2つの波長帯域の蛍光成分が透過され、イメージインテンシファイア218で蛍光像が光増幅されてCCD219で撮像される。そして、蛍光画像の撮像信号が蛍光画像処理装置224へ伝送される。

【0202】蛍光画像処理装置224において、蛍光観察用カメラ214からの蛍光画像信号を信号処理して前述した疑似カラー表示等により正常部位と病変部位とが分離判別可能な蛍光観察画像信号が生成され、蛍光観察画像がモニタ229に表示される。

【0203】赤外光源装置243からの赤外光の照射による赤外観察像は、血流量に比例した輝度レベルの像となるため、この赤外観察像からは被検部位の血流量の大小を示す情報が得られる。蛍光画像は被検部位での血液の影響が大きいため、血流量によって蛍光診断に誤りが生じる恐れがある。そこで、本例では、蛍光画像処理装置224においてCCU223からの赤外面像信号に基づいて蛍光画像信号を補正し、例えば血流量に応じて信号レベルを減少／増加させて補正することにより、血流量の違いによる影響を補正した蛍光観察画像を生成する。

【0204】このように、本例によれば、蛍光観察画像において被検部位の血流量の違いによる影響を補正でき、血流量の影響を受けることなく正確な蛍光診断を行うことが可能となる。

【0205】次に、励起光の導光手段を蛍光観察用の内視鏡を対象部位へ導くガイド管に設けた蛍光観察装置の構成例を図24及び図25に示す。図24は蛍光観察装置の全体構成を示す構成説明図、図25はガイド管の先端部の構成を示す斜視図である。

【0206】本例の蛍光観察装置は、体腔内に挿入する内視鏡201を対象部位へ導くガイド手段としての気管チューブやトラカール等からなるガイド管251を備えている。このガイド管251には、励起用レーザ装置202に接続され該レーザ装置からの励起光を導く導光手段としてのレーザガイド252が手元側から先端部まで挿通されており、励起用レーザ装置202からの励起光が導かれるようになっている。図24に示すように、レーザガイド252は先端がガイド管251の先端面に露呈しており、ここから励起用レーザ装置202からの励

起光253が出射されるようになっている。図24に示す構成例では、ガイド管251にはレーザガイド252が4本挿通され、ガイド管251の前方へ一様にレーザ光の励起光253を出射できるようになっている。

【0207】本例では、光源を切り換える配光用アダプタは設けられておらず、内視鏡201のユニバーサルコード207端部が直接に通常観察用光源装置203に接続され、通常観察用光源装置203からの通常観察用照明光が内視鏡のライトガイド204へ導かれ、内視鏡201の先端部より出射されるようになっている。

【0208】また、内視鏡201の接眼部206には受光用アダプタ212を介して通常観察用カメラ213及び蛍光観察用カメラ214が接続されており、通常観察用カメラ213で撮像された通常観察像の画像信号を信号処理するCCU223と、蛍光観察用カメラ214で撮像された蛍光観察像の画像信号を信号処理する蛍光画像処理装置224とは、ビデオスイッチ226に接続されている。ビデオスイッチ226は、フットスイッチ227からの指示によりCCU223からの通常観察画像信号と蛍光画像処理装置224からの蛍光観察画像信号とを選択的に切り換え、モニタ229へ出力するようになっている。

【0209】本例の蛍光観察装置において蛍光観察を行う際には、体腔内の観察対象部位まで気管チューブやトラカール等のガイド管251を挿通させ、ガイド管251の内腔に内視鏡201の挿入部を挿通させることにより内視鏡201を体腔内に挿入して観察対象部位まで導く。通常観察を行う場合には、内視鏡201のライトガイド204を介して通常観察用光源装置203からの白色の照明光を観察対象部位へ照射し、通常観察用カメラ213で通常観察像を撮像して通常観察画像のビデオ信号を生成する。

【0210】蛍光観察を行う場合には、ガイド管251に挿通されたレーザガイド252を介して励起用レーザ装置202からの励起光を観察対象部位へ照射し、蛍光観察用カメラ214で蛍光観察像を撮像して蛍光観察画像のビデオ信号を生成する。

【0211】通常観察画像信号と蛍光観察画像信号とはフットスイッチ227からの指示によりビデオスイッチ226で任意に切り換えられ、モニタ229へ送られて表示される。

【0212】このように、本例では、励起光の導光手段を内視鏡のライトガイドとは別体とし、内視鏡を導くガイド管に設けることにより、広範囲に均一に励起光を照明でき、より良好な蛍光観察画像を得ることができるため、正確な蛍光診断を行うことができる。

【0213】次に、内視鏡のチャンネルに細径の内視鏡を挿入して使用する親子スコープ型の内視鏡を用いた蛍光観察装置の構成例を図25に示す。

【0214】本例の蛍光観察装置は、蛍光観察を行うた

めの内視鏡260として、太径の親スコープ261と、親スコープ261のチャンネルに挿通される細径の子スコープ262とを備えている。

【0215】親スコープ261は、ユニバーサルコード263内に挿通されたライトガイドの端部に白色照明光を発生する通常観察用光源装置203が接続され、手元側の接眼部264に通常観察用カメラ213が接続されている。通常観察用カメラ213には映像信号処理装置(CCU)223が接続され、CCU223に内視鏡画像モニタ265が接続されており、内視鏡画像モニタ265に親スコープ261で得られた通常観察画像が表示されるようになっている。

【0216】子スコープ262は、ユニバーサルコード266内に挿通されたライトガイドの端部に励起用レーザ装置202が接続され、手元側の接眼部267に蛍光受光手段となる蛍光観察用カメラ214が接続されている。蛍光観察用カメラ214には蛍光画像処理装置224が接続され、蛍光画像処理装置224に蛍光画像モニタ268が接続されており、蛍光画像モニタ268に子スコープ262で得られた蛍光観察画像が表示されるようになっている。

【0217】本例の蛍光観察装置において観察を行う際には、親スコープ261のチャンネルに子スコープ262を挿通し、親スコープ261を体腔内へ挿入して親スコープ261及び子スコープ262の先端部を観察対象部位へ導く。図25の例では、親スコープ261の挿入部の側方へ開口したチャンネル開口部より子スコープ262を突出させる。そして、親スコープ261により通常観察用照明光を照射して観察対象部位の通常観察像を得て、これを通常観察用カメラ213で撮像し、撮像信号をCCU223で信号処理して通常観察画像を内視鏡画像モニタ265に表示する。

【0218】また、子スコープ262により励起光を照射して観察対象部位の蛍光観察像を得て、これを蛍光観察用カメラ214で撮像し、撮像信号を蛍光画像処理装置224で信号処理して蛍光観察画像を蛍光画像モニタ268に表示する。

【0219】このように、蛍光観察に親子スコープ型の内視鏡を用いることにより、細径の子スコープ262で蛍光観察ができ、細い管腔内においても蛍光観察、診断が可能となる。また、通常の内視鏡検査において、他の処置具と同様に蛍光観察用として子スコープを用いることによって、効率の良い内視鏡診断及び治療が可能となる。

【0220】〔付記〕

(3-1) 観察対象部位において蛍光を発生させることのできる波長を含む励起光を発生する励起光源手段と、前記励起光源手段からの励起光に基づく観察対象部位の蛍光を集める蛍光収集手段と、生体組織の病変部を処置することのできるエネルギーを有する治療用レーザ

光を発生する治療用レーザ発生手段と、前記治療用レーザ光を目的部位まで導くレーザ導光手段と、前記蛍光収集手段によって得られた蛍光像の蛍光スペクトル強度により観察対象部位における正常部位、病変部位、及び前記治療用レーザ光による治療部位を判別可能な蛍光観察画像を生成する蛍光画像処理手段と、を備えた蛍光診断治療システム。

【0221】この構成では、励起光源手段からの励起光を観察対象部位へ照射し、蛍光収集手段により観察対象部位の蛍光を集めて蛍光像を得て、この蛍光像の蛍光スペクトル強度により蛍光画像処理手段において観察対象部位における正常部位、病変部位の判別がなされる。また、治療用レーザ発生手段及びレーザ導光手段により目的部位へ治療用レーザ光が照射され、蛍光画像処理手段によって、前記蛍光像の蛍光スペクトル強度により観察対象部位における正常部位、病変部位、及び前記治療用レーザ光による治療部位を判別可能な蛍光観察画像が生成される。これにより、レーザ治療部位を蛍光画像上で判別でき、確実に効率良い蛍光診断、治療が可能となる。すなわち、蛍光像による疾患部位の確実な検出、検出した疾患部位の迅速な処置、及び処置状態の正確な把握を行うことのできる診断・治療システムを実現できる。

【0222】(3-2) 観察対象部位において蛍光を発生させることのできる波長を含む励起光を発生する励起光源手段と、前記励起光源手段からの励起光に基づく観察対象部位の蛍光を集める蛍光収集手段と、生体組織の病変部を処置することのできるエネルギーを有する治療用レーザ光を発生する治療用レーザ発生手段と、前記治療用レーザ光を目的部位まで導くレーザ導光手段と、前記蛍光収集手段によって得られた蛍光像より前記治療用レーザ光の照射部位を判別可能な蛍光観察画像を生成する蛍光画像処理手段と、を備えた蛍光診断治療システム。

【0223】(3-3) 前記治療用レーザ発生手段は可視光範囲外の波長の治療用レーザ光を発生し、前記蛍光収集手段は、観察対象部位の蛍光の光増幅を行うイメージインテンシファイアを含み、該イメージインテンシファイア光路前方に前記治療用レーザ光の波長を除去するフィルタ手段を有する付記(3-1)記載の蛍光診断治療システム。

【0224】この構成では、治療用レーザ発生手段からの治療用レーザ光の戻り光は、蛍光収集手段においてイメージインテンシファイアの前方のフィルタ手段によって除去される。一方、励起光による観察対象部位の蛍光は、蛍光収集手段においてフィルタ手段で除去されずにイメージインテンシファイアに導かれ、光増幅される。これにより、レーザ照射治療による蛍光観察画像への影響を防止でき、蛍光診断に影響なくレーザ照射治療ができ、正確な蛍光診断を行うことができる。

【0225】(3-4) 前記蛍光画像処理手段により、蛍光像の状態によって前記治療用レーザ発生手段のレーザ光の出射を制御する付記(3-1)記載の蛍光診断治療システム。

【0226】この構成では、蛍光画像処理手段によって、治療用レーザ光の照射により蛍光像において病変部がなくなったことが認識されると、治療用レーザ発生手段のレーザ光の出射が停止するよう制御される。これにより、必要最小限のレーザ照射が行われ、過度の治療用レーザ光照射の恐れがなく、安全なレーザ照射治療を行うことができる。

【0227】(3-5) さらに通常の観察用の照明光によって得られる観察対象部位の通常観察画像を生成する通常観察手段と、該通常観察手段からの通常観察画像と、前記蛍光画像処理手段の出力の蛍光観察画像とを切り換える画像切換え手段とを備え、前記治療用レーザ発生手段のレーザ出射状態によって前記画像切換え手段の切り換えを制御する付記(3-1)記載の蛍光診断治療システム。

【0228】この構成では、治療用レーザ発生手段のレーザ出射時には、画像切換え手段によって通常観察手段からの通常観察画像に画像が切り換えられる。このように治療用レーザ出射時には通常観察画像を表示することにより、安全なレーザ照射治療を行うことができる。

【0229】(3-6) 観察対象部位において蛍光を発生させることのできる波長を含む励起光を発生する励起光源手段と、前記励起光源手段からの励起光に基づく観察対象部位の蛍光を集めて蛍光観察像を得る蛍光収集手段と、赤外光を発生する赤外光源手段と、前記赤外光源手段からの赤外光による観察対象部位の赤外観察像を得る赤外光収集手段と、前記赤外光収集手段によって得られた観察対象部位の血流量を示す赤外観察像の画像信号に基づき前記蛍光収集手段により得られた蛍光観察像の画像信号を補正する蛍光画像処理手段と、を備えた蛍光観察装置。

【0230】この構成では、赤外光収集手段によって赤外光による観察対象部位の像として血流量を示す赤外観察像が得られ、蛍光画像処理手段によって、前記赤外観察像の画像信号に基づき補正された蛍光観察像の画像信号が生成される。これにより、観察対象部位の血流量の影響によらず正確な蛍光診断を行うことが可能となる。

【0231】(3-7) 観察対象部位において蛍光を発生させることのできる波長を含む励起光を発生する励起光源手段と、前記励起光源手段からの励起光を観察対象部位へ導く導光手段と、前記導光手段を先端部まで内設した管状のガイド手段と、前記ガイド手段の内腔に挿通され、前記励起光源手段からの励起光に基づく観察対象部位の蛍光を集めて蛍光観察像を得る内視鏡と、を備えた蛍光観察装置。

【0232】この構成では、ガイド手段内の導光手段に

よってガイド手段を介して励起光源手段からの励起光が観察対象部位へ照射され、前記ガイド手段に挿通される内視鏡により、励起光に基づく観察対象部位の蛍光が収集されて蛍光観察像が得られる。このように内視鏡を挿通するガイド手段に励起光の導光手段を設けることにより、観察対象部位において広範囲に均一な励起光の照明ができ、より正確な蛍光診断が可能となる。

【0233】ところで、蛍光観察装置で生体組織が正常組織であるか否かを安定して正確に診断するため、内視鏡などを介して被検部位へ照射する励起光が生体組織に対して均一に照射されると共に、この生体組織から発生する蛍光を均一に受光できるか否かが重要である。しかしながら、生体組織表面の凹凸の激しい腸などの被検部位を蛍光観察する場合、凹凸のある生体組織に励起光を均一に照射することができずまた、生体組織から発生する蛍光を均一に受光することができないため、安定して正確に蛍光観察を行うことが難しかった。また、肝臓など空間部が無い臓器（以下実質臓器と記載）では、生体組織と内視鏡との間に空間部が無いため、励起光を生体組織に照射し、この生体組織から発生する蛍光を受光することができないので、被検部位の蛍光観察を行うことができなかった。

【0234】そこで、以下のように蛍光観察装置の内視鏡を構成することによって、凹凸の激しい被検部位や実質臓器内の被検部位などの生体組織に励起光を均一に照射して、生体組織から発生する蛍光を均一に受光することによって被検部位の蛍光観察を安定、且つ、正確に行える蛍光観察装置を提供することができる。

【0235】図26ないし図28は蛍光観察装置の空間形成手段の一実施例に係り、図26は蛍光観察装置の概略構成を示す説明図、図27は蛍光観察装置の内視鏡先端部に取り付けられる空間部形成手段としての透明カバーを示す説明図、図28は空間部形成手段である透明カバーを内視鏡先端部に取り付けた内視鏡の作用を示す説明図である。

【0236】図26に示すように蛍光観察装置300は、挿入部311に観察光学系312及び照明光学系313を配設したオブティカル式内視鏡（以下内視鏡と記載）310と、この内視鏡310に照明光を供給する光源装置320と、照明光によって照らされた部位を撮像する撮像装置330などから構成されている。

【0237】光源装置320としては内視鏡310の照明光学系313に通常観察用の照明光を供給するキセノンランプ321などを備えた通常観察用光源装置322と、蛍光観察用の例えば、He-Cdレーザ光などを供給する蛍光観察用光源装置323とが備えられている。

【0238】前記通常観察用光源装置322から出射される照明光は、リレーレンズ321aを介して通常観察用光源装置322が接続された光源用アダプタ325の光学レンズ324aを透過して反射ミラー326で反射

され、光学レンズ324cで内視鏡手元側の把持部314の側部から延出してユニバーサルコード315の内部を挿通するライトガイド316の後端面に集光され、前記ライトガイド316の先端側に導かれ照明光学系313から出射されるようになっている。

【0239】一方、光源用アダプタ325に接続された蛍光観察用光源装置323から出射されるレーザ光は、ライトガイドケーブル323aを介して光源用アダプタ325の光学レンズ324bを透過し、光学レンズ324cで内視鏡310から延出されたライトガイド316の後端面に集光され、前記ライトガイド316の先端側に導かれ照明光学系313から出射されるようになっている。

【0240】なお、内視鏡310の把持部側部から延出するユニバーサルコード315は、コネクタ315aを介して光源用アダプタ325に着脱自在に接続されるようになっている。また、光源用アダプタ325によって供給される通常観察用光源装置322からの照明光と蛍光観察用光源装置323で供給される蛍光観察用光源装置323のレーザ光とは、光源用ドライバ327によって駆動する反射ミラー326の角度を照明光切換装置328によって図中実線位置、或は、破線位置のどちらか一方に選択的に切換えることによって、それぞれの照明光を光学レンズ324cを介してライトガイド後端面に集光できるようになっている。

【0241】すなわち、光源用ドライバ327によって反射ミラー326の位置を図中実線位置に切換えたとき通常観察用光源装置322から出射された通常照明光がライトガイド後端面に集光され照明光学系313から出射し、反射ミラー326の位置を図中破線位置に切換えたとき蛍光観察用光源装置323から出射された蛍光観察用レーザ光がライトガイド後端面に集光される照明光学系313から出射されるようになっている。

【0242】そして、内視鏡310の照明光学系313を介して照射される励起光が生体組織に対して均一に照射されると共に、励起光を照射した生体組織から発生する蛍光が内視鏡310の観察光学系312で均一に受光されるよう図27に示すように、内視鏡310の挿入部先端部に被検部位と内視鏡310の照明光学系313及び観察光学系312との間に空間部を形成する空間部形成手段として空間部373を有する円筒状で励起光及び蛍光を透過する透明カバー370が取り付けられるようになっている。この透明カバー370は、励起用レーザ光及び蛍光に対して透過性のよい例えば、サファイアガラス、石英ガラス、BK-7などの光学材料やメタクリル樹脂、ポリカーボネート樹脂などの透明樹脂材料で形成されている。

【0243】なお、透明カバー370を取り付けた内視鏡310を体腔内に挿抜するとき、生体組織に傷を付けることが無いように、透明カバー370の挿入側部に半

球状部371を設けたり、後述するように挿入部先端部を略半球状に形成すると共に、手元側の開口372側端部に半球状部371を形成している。また、半球状部371の代わりに傾斜面部（不図示）を形成するようにしてもよい。

【0244】図26に示すように内視鏡310の観察光学系312から延出するイメージガイド317の後端に配設される接眼部318には通常観察用カメラ332及び蛍光観察用カメラ333の二つのカメラを撮像用アダプタ331に接続して構成した撮像装置330が設けられている。

【0245】撮像装置330の二つのカメラ、通常観察用カメラ332及び蛍光観察用カメラ333は、接眼部318に固定した撮像用アダプタ331に接続固定されている。前記通常観察用カメラ332には通常観察用光源装置322からの照明光で照射された被検部位を撮像する結像光学系332a及び通常観察用CCD332bなどが配設され、蛍光観察用カメラ333には蛍光観察用光源装置323からのレーザ光で照射された被検部位を撮像するための回転フィルタ333a、この回転フィルタ333aを回転させる駆動用モータ333b、被検部位の観察画像を結像させる結像光学系333c、微弱な蛍光内視鏡画像を増強するイメージインテンシファイア（以下I. I. と略記）333d及び蛍光観察用CCD333eなどが配設されている。

【0246】なお、前記撮像用アダプタ331には接眼部318に伝送される通常観察用被写体像及び蛍光観察用被写体像を、この撮像用アダプタ331に接続された通常観察用カメラ332及び蛍光観察用カメラ333にそれぞれ対応するように切換え導く、撮像切換装置334が設けられている。

【0247】この撮像切換装置334は、撮像用ドライバ334aと、この撮像用ドライバ334aによって駆動する反射ミラー334bなどから構成されている。そして、通常照明光が照明光学系313から出射されているとき、撮像用ドライバ334aで反射ミラー334bの位置を図中実線位置に切換えることによって被写体像を通常観察用カメラ332に導き、蛍光観察用レーザ光が照明光学系313から出射されているときには撮像用ドライバ334aによって反射ミラー326の位置を図中破線位置に切換えることによって被写体像が蛍光観察用カメラ333に導かれるようになっている。

【0248】前記通常観察用カメラ332に導かれた被写体像は、通常観察用CCD332bに結像し、被写体像の電気信号が通常観察用カメラ332に接続されたビデオプロセッサ340に伝送されて画像信号に変換される。また、前記蛍光観察用カメラ333に導かれた被写体像は、蛍光観察用CCD333eに結像し、被写体像の電気信号が蛍光観察用カメラ333に接続された蛍光画像処理装置350の画像処理装置351に伝送されて

画像信号に変換される。そして、画像処理装置351及びビデオプロセッサ340で変換された画像信号は、同期制御装置360に接続されたモニタ365に写し出す画像を通常内視鏡画像、或は、蛍光内視鏡画像のどちらか一方に切換えるビデオスイッチャ361を介してモニタ画面上に観察画像が写し出されるようになっている。

【0249】なお、前記照明光切換装置328、撮像切換装置334、及びビデオスイッチャ361は、同期制御装置360に設けたタイミングコントローラ362によって同期制御されるようになっている。

【0250】また、符号369は、例えばフットスイッチや手元スイッチなどの切換スイッチであり、同期制御装置360のタイミングコントローラ362に接続されている。この切換スイッチ369は、光源装置320のドライバ327及び撮像装置330のドライバ334aに接続され、照明光切換装置328の反射ミラー326及び撮像切換装置334の反射ミラー334bとビデオスイッチャ361とを通常観察状態、或は、蛍光観察状態のどちらか一方に切換えることができるようになっている。

【0251】さらに、蛍光観察用カメラ333に配設されている回転フィルタ333aには例えば、480～520nm帯域用の第1のフィルタと630nm以上の帯域用の第2フィルタとが配設されている。そして、蛍光観察用光源装置323からHe-Cdレーザによる紫色光442nmを照射して蛍光画像を観察する場合、生体組織からはHe-Cdレーザによる紫色光442nmより長い波長の自家蛍光が発生し、この蛍光を蛍光観察用カメラ333に配設した回転フィルタ333aの第1のフィルタと第2のフィルタとで順次撮像することによって蛍光画像が得られるようになっている。

【0252】上述のように構成されている蛍光観察装置300の作用を説明する。凹凸の激しい生体組織380の被検部位381を観察する場合、まず、内視鏡310を通常観察状態にして体腔内の被検部位近傍に挿入していく。このとき、透明カバー370の先端部に半球状部371が形成されるので組織に傷を付けることがない。

【0253】次に、図28に示すように内視鏡310の挿入部先端部に取り付けた透明カバー370の先端面を被検部位周辺の生体組織380に密着させる。このとき、透明カバー370の先端部に半球状部371が形成されるので組織に傷を付けることなく透明カバー先端面が被検部位近傍に密着させることによって凹凸の激しい生体組織380に対して理想的な位置に内視鏡が配置される。

【0254】この状態で、切換スイッチ369を操作して、光源用アダプタ325に内設されている照明光切換装置328の反射ミラー326及び撮像用アダプタ331に内設されている撮像切換装置334の反射ミラー334bとビデオスイッチャ361とを蛍光観察側に切換

えて励起用のHe-Cdレーザ光を蛍光観察用光源装置323から出射する。すると、生体組織380に励起用のHe-Cdレーザ光が照明光学系313、空間部373及び透明カバー370を透過して被検部位近傍を照射し、この生体組織380から蛍光が発生する。このとき、生体組織380から発生する蛍光は、透明カバー370及び空間部373を介して観察光学系312で受光され、モニタ画面上に蛍光観察画像を写し出す。

【0255】そして、被検部位が正常であるときと異常であるときとは異なるスペクトルの蛍光が発せられるため、このスペクトルの違いから被検部位の疾患状態が診断される。

【0256】このように、内視鏡の観察光学系及び照明光学系を備えた先端部に空間部形成手段として空間部を有する透明カバーを取り付けることによって、被検部位に透明カバーを密着させて励起光を被検部位近傍に均一に照射することができると共に、内視鏡先端面と被検部位との間隙空間部を一定距離に保つことにより、被検部位から発生する蛍光を均一に受光することができるので、凹凸の激しい被検部位の蛍光観察を安定、且つ、正確に行うことができる。

【0257】なお、空間部形成手段である透明カバーを設ける内視鏡は、観察光学系及び照明光学系を先端面に配設した直視型内視鏡に限定されるものではなく、図29に示す側視型内視鏡310aや図30に示す前方斜視型内視鏡310bなどであってもよく、側視型内視鏡310a及び前方斜視型内視鏡310bには先端面を半球状に形成した透明カバー385を設けている。この場合、図31に示すように透明カバー385の側面を被検部位381に密着させることによって凹凸の激しい被検部位の蛍光観察を安定、且つ、正確に行うことができる。

【0258】また、図32に示すように側視型内視鏡310aや前方斜視型内視鏡310bに設ける空間部形成手段としては、透明部材で形成した両端が開いた管腔部材で形成した透明カバー386であってもよい。この場合、透明カバー386の側面を被検部位に密着させて蛍光観察を行うようにしても凹凸の激しい被検部位の蛍光観察を安定、且つ、正確に行うことができる。

【0259】さらに、図33及び図34に示すように先端部を尖らせて形成した透明カバー387、388を空間部形成手段として側視型内視鏡310aや前方斜視型内視鏡310bの先端部に設けている。この場合、図35に示すように透明カバー先端部を実質臓器380に穿刺して、実質臓器内の被検部位381と内視鏡先端面部との間に空間部373を形成することによって、実質臓器内に励起光を照射して蛍光を受光することが可能となるので、実質臓器の蛍光観察を安定、且つ、正確に行うことができる。

【0260】図36及び図37は蛍光観察装置の内視鏡

に設ける空間部形成手段の他の実施例に係り、図36は空間部形成手段であるバルーンを直視型内視鏡に設けたときの作用を示す説明図、図37は空間部形成手段であるバルーンを前方斜視型内視鏡に設けたときの作用を示す説明図である。

【0261】図36に示すように内視鏡310の先端部に空間部形成手段として前記透明カバー370、385、386、387、388などを設ける代わりに励起用レーザ光及び蛍光に対して透過性の優れた透明な合成ゴムで形成した透明バルーン390を内視鏡先端部に設けている。なお、符号391は糸巻き接着部である。

【0262】この透明バルーン390は、通常状態では図中破線に示すように内視鏡先端部に位置している。このため、内視鏡を体腔内に挿通する際には、蛍光観察装置を通常観察状態にして、目的観察部位に挿通していけばよい。そして、内視鏡310が被検部位近傍に到達したとき、内視鏡310に設けた図示しないチャンネルを介して透明バルーン内に水や空気などの流体を送り込み、透明バルーン390を図中実線に示すように膨張させて、バルーン390の一部を被検部位381を含む生体組織380に密着させる。なお、内視鏡先端部に設ける透明バルーン390以外は、蛍光観察装置300の構成及び作用は上記実施例と同様であり、同部材には同符号を付して説明を省略する。

【0263】この状態で切換スイッチ369を操作して、蛍光観察装置300の光源用アダプタ325に内設されている照明光切換装置328の反射ミラー326及び撮像用アダプタ331に内設されている撮像切換装置334の反射ミラー334bとビデオスイッチ361とを蛍光観察側に切換えて励起用のHe-Cdレーザ光を蛍光観察用光源装置323から出射する。すると、生体組織に励起用のHe-Cdレーザ光が照明光学系313から空間部392及び透明バルーン390を透過して被検部位近傍に照射され、この生体組織から蛍光が発生する。このとき、生体組織から発生する蛍光は、透明バルーン390及び空間部392を介して観察光学系312で受光され、モニタ画面上に蛍光観察画像が写し出される。被検部位が正常であるときと異常であるときとは異なるスペクトルの蛍光が発せられるため、このスペクトルの違いから被検部位の疾患状態が診断される。

【0264】このように、内視鏡先端部に空間部形成手段として膨張自在な空間部を有する透明バルーンを配設したことによって、被検部位に透明バルーンの一部を密着させて励起光を被検部位近傍に均一に照射することができると共に、内視鏡先端面と被検部位との間隙空間を一定距離に保つことによって被検部位から発生する蛍光を均一に受光することができるので、凹凸の激しい被検部位の蛍光観察を安定、且つ、正確に行うことができる。

【0265】また、図37に示すように透明バルーン3

90を前方斜視型内視鏡310bに設けることによって、管腔内の被検部位近傍に容易に挿通することが可能であると共に、透明バルーン390を膨張させて、バルーン390の一部を被検部位381を含む生体組織380に密着させて容易に蛍光観察を行うことができる。そして、管腔内で透明バルーン390を膨張させることにより、生体組織380が圧迫されて血流量が減少することによって、血流による影響の少ない蛍光観察を行うことができる。

【0266】 [付記]

(4-1) 通常観察が可能な内視鏡の照明光学系から被検部位に励起光を照射し、この被検部位から発生する蛍光を内視鏡の観察光学系に接続した蛍光観察用撮像装置により撮像して、被検部位の変性や癌などの疾患状態を蛍光観察する蛍光観察装置において、前記内視鏡の先端部に励起光及び蛍光を透過する光学材料で形成した空間部形成手段を設け、この空間部形成手段を被検部位に当接、或は、穿刺して、被検部位と内視鏡先端部との間に空間部を形成する蛍光観察装置。

【0267】 上記蛍光観察装置の構成によれば、空間部形成手段によって形成した空間部を介して空間部形成手段を被検部位に密着させることによって励起光を均一に照射可能であると共に、被検部位から発生する蛍光を均一に受光可能である。このように、凹凸の激しい被検部位や実質臓器内の被検部位などの生体組織に励起光を均一に照射することができると共に、生体組織から発生する蛍光を均一に受光することができることによって、安定的、且つ、正確に蛍光観察を行える。

【0268】 (4-2) 前記空間部形成手段が内視鏡先端部に設けられる励起光及び蛍光を透過する透明バルーンである付記(4-1)記載の蛍光観察装置。

【0269】 上記蛍光観察装置の構成によれば、透明バルーンを膨張させて被検部位に密着させることによって、励起光を均一に照射可能であると共に、被検部位から発生する蛍光を均一に得られる。このように、凹凸の激しい被検部位や実質臓器内の被検部位などの生体組織に励起光を均一に照射することが可能になると共に、生体組織を圧迫し血流量を減少させるので血流による影響の少ない蛍光を均一に受光可能となり、安定的、且つ、正確な蛍光観察を行うことができる。

【0270】 次に組織までの距離に関係なく、診断するのに適した蛍光像が得られる蛍光観察装置の第1実施例ないし第3実施例を図38ないし図45を参照して順次説明する。これらの実施例の背景をまず説明する。

【0271】 従来の蛍光観察用の光源からは常に一定の光量の励起光が出射され、観察対象部位へ照射される。この為、観察対象部位の状況や対象部位までの距離によっては適切な光量の蛍光が得られず、良好な蛍光観察画像が得られない場合が発生する可能性がある。

【0272】 図38(a)は励起光出射端と対象部位が

適切な場合を示し、その時の蛍光強度は図38(c)に示す正常部(実線)、病変部(2点鎖線)のような特性を示す。

【0273】 図38(a)においては図示しない励起光源からの励起光は、内視鏡491のライトガイド492で導光され、このライトガイド492の先端面からさらにレンズを介して観察対象部位493側に射出される。

【0274】 そして、観察対象部位493の組織等で励起光で励起された蛍光は対物レンズ494によりイメージガイド495の先端面に結像する。ところが、図38(b)のように励起光出射端と対象部位が接近しすぎると、図38(c)の正常部は点線、病変部は1点鎖線のような特性となり、蛍光強度の一部が飽和してしまい、蛍光強度の特性から正常或は病変と判断する場合には誤った情報となってしまう、誤った判断がなされる可能性が高くなる。

【0275】 つまり、飽和していない場合の蛍光強度の特性と同様な演算処理により正常或は病変と判断すると、飽和があると、例えば点線で示す正常部の場合には波長 λ_1 での蛍光強度が飽和のため相対的に小さくなり、波長 λ_2 の蛍光強度の差が小さくなってしまふ。従ってそれらの比率から正常或は病変と判断すると、病変と誤判断されてしまうことになり問題がある。

【0276】 また、特願平5-304428の様に観察対象部位に応じて、常に適切な光量の励起光を照射しても蛍光強度が適切な値であるかどうか分からない。

【0277】 また、体表面に複数の孔を開けて内視鏡や各種医療用器具を体腔内に挿入して手術を行う場合には立体視することにより、術者の操作性を向上させることが考えられるが、蛍光観察の場合にも同様の問題がある。

【0278】 つまり、手術時には手術台の周辺に各種の医療用器具、装置や複数の術者、助手がいることから、通常観察像と蛍光像のモニタをそれぞれ設けることは作業性を低下させてしまうことから問題がある。

【0279】 また、複数の術者が協力して手術を行う場合、モニタであると、特定の術者には見易いがその他の多数の人には見づらくなることがしばしばあり、改善されることが望まれる。

【0280】 以下の第1ないし第3実施例(図39ないし図45)では距離によらず診断に適した蛍光観察画像を得ることが可能な蛍光観察装置を提供することを目的としている。また、術者及び助手等がその位置、姿勢等に殆ど影響されないで、見易い状態で常時通常像とか蛍光像を観察できる蛍光観察装置を提供することも目的としている。

【0281】 以下、図面を参照して距離に関係なく、診断に適した蛍光観察画像を得ることができる実施例(及び変形例)を説明する。

【0282】距離に無関係に適切な蛍光観察画像を得る蛍光観察装置の第1実施例となる蛍光観察内視鏡装置400は、図39に示すように、体腔内に挿入し疾患部位等の観察部位の通常観察像及び蛍光観察像を得る内視鏡401と、この内視鏡401に第1アダプタ402を介して通常観察用の白色光を供給する通常照明光源403及び波長が λ_0 （例えば350nm～500nm）の励起光（以下、簡単化のため励起光 λ_0 と記す）のレーザ（例えばエキシマレーザ、クリプトンレーザ、He-Cdレーザ、色素レーザ）を供給する蛍光用レーザ装置404と、通常照明光源403のランプ403aからの白色光により内視鏡401で得られた通常観察像を第2アダプタ405を介して撮像する通常TVカメラ406と、蛍光用レーザ装置404からの励起光 λ_0 により内視鏡401で得られた蛍光像を第2アダプタ405を介して高感度で撮像する蛍光像撮像カメラ407と、通常TVカメラ406により撮像された通常観察撮像信号を信号処理し通常画像を生成するカメラコントロールユニット（CCUで略記）408と、蛍光像撮像カメラ407により撮像された蛍光撮像信号を信号処理し蛍光画像を生成する蛍光画像処理装置409と、CCU408と蛍光画像処理装置409からの信号が入力され、画像表示を制御する画像表示制御装置410と、この画像表示制御装置410により通常観察画像と蛍光画像が表示されるヘッドマウントディスプレイ（HMDで略記）411及びモニタ412と、この画像表示制御装置410を制御する操作を行うためのフットスイッチ426と、蛍光画像処理装置409からの出力信号により蛍光像撮像カメラ407内のイメージインテンシファイヤ（I. I. で略記）422の光増幅のゲインを制御するI. I. 制御手段427と、このI. I. 制御手段427の出力により警報をする警報手段428とを有する。

【0283】内視鏡401は体腔内等に挿入できるプローブとしての細長の挿入部401aと、この挿入部401aの後端に設けられた太幅の操作部401bと、この操作部401bの後端に設けられた接眼部401cと、操作部401bから外部に延出されたライトガイドケーブル401dを有する。

【0284】挿入部401a内には光を伝送する可撓性のファイババンドルで構成されたライトガイド415が挿通され、このライトガイド415の後端側はライトガイドケーブル401d内を挿通され、このライトガイドケーブル401dの端部に設けたコネクタ401eは第1アダプタ402の光出力部402aに着脱自在で接続される。

【0285】第1アダプタ402の第1及び第2の光入力部には、通常照明光源403の光出力部403bと蛍光用レーザ装置404の光出力部404aとがそれぞれ着脱自在で接続される。

【0286】そして第1アダプタ402ではドライバ4

13で可動ミラー414を駆動することにより通常照明光源403のランプ403aからの白色光と蛍光用レーザ装置404からの励起光 λ_0 を切り換え、内視鏡401内を挿通されたライトガイド415に導光するようになっている。

【0287】例えば、図39において、可動ミラー414が実線の状態に設定された場合には、ランプ403aの白色光が光出力部403b付近のレンズ、可動ミラー414での反射、光出力部402a付近のレンズ402bを経てライトガイド415に導光される。この場合、レーザ装置404からの励起光 λ_0 は可動ミラー414で遮光される。

【0288】また、可動ミラー414が破線で示される位置に設定された場合には、レーザ装置404からの励起光 λ_0 の光がファイバ等の導光部材404bを介して第2の光入力部から第1アダプタ402内に導光され、この励起光 λ_0 は退避状態の可動ミラーで遮光されることなく、レンズ402bを経てライトガイド415に導光される。この場合、ランプ403aの白色光は可動ミラー414で遮光される。

【0289】ライトガイド415は第1アダプタ402を経た光を内視鏡401の挿入部401a先端側の端面に伝送し、さらにレンズを介して先端前方に照射する。照射された光による観察部位からの戻り光は挿入部401aの先端に配置した対物レンズ417によりイメージガイド416の先端面に観察像（通常観察像あるいは蛍光観察像）を結ぶ。そして、この内視鏡401内を挿通された像伝送手段としてのイメージガイド416により内視鏡1の接眼部401c側の端面に伝送される。

【0290】接眼部401cには第2アダプタ405が着脱自在に接続されており、第2アダプタ405は、ドライバ418で可動ミラー419を駆動することにより通常観察像と蛍光観察像とを切り換え（通常観察像の場合の可動ミラー419の位置は実線、蛍光観察像の場合の可動ミラー419の位置は破線）、通常観察像を通常TVカメラ406に、蛍光像を蛍光像撮像カメラ407に導く。

【0291】可動ミラー414と419はそれぞれドライバ413と418により同期して駆動され、一方が実線の位置に設定された場合には他方も実線の位置に設定され、他方が破線の位置に設定された場合には他方も破線の位置に設定される。

【0292】例えば、可動ミラー414と419が実線の位置に設定された場合には、通常照明光で照明された観察対象物側からの反射光が内視鏡401の観察光学系（つまり対物レンズ417、イメージガイド416、接眼レンズ）を経て、第2アダプタ405内に導光される。

【0293】そして、接眼レンズに対向するレンズ405a、可動ミラー419、この可動ミラー419で変更

された光路上に配置されたレンズ、通常TVカメラ406内のレンズ406aを経てCCD420に通常観察像が結ばれる。この通常TVカメラ406に内蔵されたCCD420により撮像された通常観察像に対応する通常観察撮像信号はCCU408に伝送される。

【0294】一方、可動ミラー414と419が破線の位置に設定された場合には、レーザ装置404の励起光 λ_0 がライトガイド415で伝送され、観察対象物側にはこの励起光 λ_0 が照射され、この励起光 λ_0 で励起された蛍光による蛍光像が内視鏡401の観察光学系により、第2アダプタ405内に導光される。

【0295】：そして、この導光された蛍光像はレンズ405a、このレンズ405aに対向するレンズ405b、蛍光像撮像カメラ407内で、このレンズ405bに対向する光路上に配置されたレンズ407a、さらに回転フィルタ421を介して、高感度撮像を可能にするI. I. 422で光増幅された後、CCD423で撮像される。このCCD423で撮像された蛍光撮像信号は蛍光画像処理装置409に伝送される。

【0296】ここで、図38(c)に励起光 λ_0 を照射した時の蛍光特性を示す。例えば442mmの励起光 λ_0 で得られる組織の蛍光は、正常部位ではその強度が高く、病変部では、波長の短い側で正常に比べ弱い。つまり、図中の波長 λ_1 、 λ_2 と正常と病変で蛍光強度の比率が異なるので、これらの波長 λ_1 、 λ_2 の画像部分の比率を求めることで病変と正常を区別することができる。そのため、回転フィルタ421に設けた2つの通過帯域フィルタによりそれぞれ λ_1 、 λ_2 の蛍光像を分離してCCD422で撮像するようになっている。

【0297】そして、図39において、可動ミラー414、419はタイミングコントローラ425により同期してドライバ413、418で駆動され、回転フィルタ421を回転駆動するモータ424の駆動タイミングもタイミングコントローラ425により制御されている。

【0298】画像表示制御装置410は、フットスイッチ426によっても、モニタ412と術者のヘッドに装着される術者装着型表示装置となるHMD411に表示される通常画像または蛍光画像の切り換えができるようになっている。尚、HMD411は液晶表示デバイスで構成され、シースルー機能も有する。つまり光を透過する表示デバイスに表示するので、術者は眼前の表示により通常画像とか蛍光画像を観察できるし、眼前から視点を移して（つまり液晶表示デバイスを素通しして）、手元側の手術部分等を見ることが出来る。

【0299】次にこの蛍光観察内視鏡装置400の作用を説明する。I. I. 制御手段427では、蛍光画像処理装置409から蛍光強度の強い波長 λ_1 の信号が入力される。そして、予め設定された飽和強度よりも少し小さい限界値と、波長 λ_1 の蛍光強度を比較し、差が大きい時には差が小さくなる様にI. I. 422のゲインを

大きくする様に制御電圧を出力する。

【0300】つまり、I. I. 制御手段427の出力によって、I. I. 422のゲインを制御する制御電圧を制御して、結果的にCCD554の出力信号波形に対し、AGCを行ったように機能させ、蛍光強度の特性が飽和しないで大きな波形レベルとなるようにする。

【0301】このように蛍光強度を直接検出して飽和せずに、かつ強い蛍光を得ることにより常に正確な蛍光強度 λ_1 、 λ_2 の比率を求めることができる。蛍光強度 λ_1 、 λ_2 の比率に応じて観察対象部位の蛍光像（擬似カラー表示）と通常観察像をモニタ412に表示することにより観察対象部位が正常か病変か判断することができる。

【0302】また、蛍光像をHMD411の右眼用に、通常観察像を左眼用に表示しても良い。更に、蛍光像と通常観察像を重ねてHMD411に表示しても良い。上記実施例においては、波長 λ_1 における蛍光強度により、I. I. 422のゲインを制御するようにしたが、蛍光強度のピーク値を検出してその時のピーク値が限界値を越えないように、I. I. 422のゲインを制御しても良い。

【0303】更に、蛍光強度の平均値を用いても良い。また、波長 λ_1 を用いる時、スペクトルであっても、ある帯域をもっているも良い。また、I. I. 422のゲインを制御する代わりにI. I. 422の手前に絞り機構を設けて、この絞り機構の絞りにより、この絞りを通過する蛍光強度を制御しても良い。

【0304】また、I. I. 422のゲインを最大にした場合等において、蛍光強度が所定量に達しない時には、その信号レベルで判断を行うと、S/Nが小さいため、誤った判断とか、信頼性の低い判断となる可能性が高くなるので、このような場合には警報手段428或は告知手段により術者に知らせる。そして、術者はこの知らせにより出射端を観察対象部位に近づけて蛍光像を得ることにより、S/Nを大きくでき、病変か正常であるかの判断を行うことのできる蛍光像にできる。

【0305】なお、部分的に蛍光強度が所定量に達しない場合にも、警報手段428でその旨を知らせるようにしても良い。例えば、図38(b)に示すよりもさらに距離を小さく設定した場合において、励起光を照射する範囲が観察系の観察範囲の一部のみになる場合には、検出される蛍光像は一部においては大きな蛍光強度になるが、残りの部分では蛍光強度が殆ど検出されない部分が出てくる。

【0306】このような状態は、例えばCCD423で得られた蛍光像における周辺側の蛍光強度の分布を、CCD423の出力信号に対して（蛍光画像処理装置409で）調べることにより、判別或は識別できる。そして、このような場合にも、警報手段428で、（例えば蛍光像の一部した観察できない状態であるとか、さ

らに距離を大きく設定すべき旨を)知らせるようにしても良い。

【0307】警報手段428としては音声(ブザーでも可)、ランプの点灯、操作部の振動等によるフィードバック、モニタ412への表示等のいずれでも良い。また、HMD411に視線検出手段を設けておき、視線を変えることにより、蛍光像と通常観察像を切換えて観察できるようにしても良い。

【0308】この蛍光観察内視鏡装置400によれば、以下の効果がある。蛍光強度を直接検出してI₁・I₄₂₂のゲインを制御することにより、観察対象部位の状況にかかわらず、常に適切な蛍光強度の比率を求めて正確な診断が可能になる。例えば、図38(b)の様な拡大観察時にもI₁・I₄₂₂のゲインを下げて飽和が生じないように制御するので、正確な診断ができる。

【0309】比率を求める波長 λ_1 により制御することで、確実に求める比率の飽和を防止できる。更に、S/Nを低下させることなく、良好な蛍光画像が得られる。HMD411に表示することにより、術者が姿勢を変えても常に蛍光像と通常観察像を見ることができ、病変部を見逃す可能性を低くできる。

【0310】また、HMD411を複数設けることにより、複数の術者がいても、全員が常に良好な画像を得ることができる。つまり、姿勢を変えたり位置を変えても、その姿勢とか位置に影響されないで、全員が常に良好な画像を観察できる。

【0311】なお、助手がいる場合には助手にもHMD411をそれぞれ装着するようにすれば、術者及び助手全員が常に良好な画像を観察できる。また、HMD411のシースルー機能を利用すれば、内視鏡や処置具の操作が容易に行え、術者の人数を削減することもできる。

【0312】なお、例えば画像表示制御装置410の出力部にワイヤレスの映像信号送信部を設け、一方、HMD411に映像信号受信部及び映像信号再生回路と電源とを設け、HMD411を装着する人はワイヤレスで通常画像とか蛍光画像を観察できるようにしても良い。この場合には画像表示制御装置410とコードを接続する必要がないので、さらに操作性又は作業性を向上できる。

【0313】なお、図39では図示していないが、内視鏡401に処置具を挿通できるチャンネルを設け、必要に応じて、このチャンネルを通した処置具で治療等のための処置を行うようにしても良い。この場合には蛍光像を観察しながらチャンネルを通した処置具で治療等のための処置を行うことができる。

【0314】図40は第1実施例の変形例における画像表示制御系部分の構成を示す。図32におけるCCU408及び蛍光画像処理装置409の出力信号は画像切換手段466に入力されると共に、画像合成装置467に入力される。

【0315】画像合成装置467は、入力される2つの画像を重畳等して1つの合成画像にして画像切換手段466に出力する。画像切換手段466は選択スイッチ468が接続され、この選択スイッチ468の操作によって画像表示手段側に出力される画像を切換えたり、表示モードを選択設定できる。その他の構成は図39と同じ構成である。

【0316】この変形例では例えば選択スイッチ468の操作により、HMD411に対しては例えば蛍光像をHMD411の右眼側に、通常観察像を左眼側に表示するように出力することができる。また、画像合成装置467の出力画像をHMD411に出力することも選択できる。

【0317】更にモニタ412に対し通常画像または蛍光画像を出力するように切り換え制御することもできる。その他の作用及び効果は図39と同様である。

【0318】図41は距離に関係なく、診断に適した良好な蛍光像が得られる第2実施例の蛍光観察内視鏡装置440の構成を示す。第2実施例は第1実施例とほとんど同じ構成であるので、異なる構成のみ説明し、同一構成要素には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0319】図41に示す蛍光観察内視鏡装置440は、図39において、第2アダプタ405と蛍光像撮像カメラ407との間(例えばレンズ405aとレンズ407aの間)に蛍光像を分離するビームスプリッタ441を設け、ビームスプリッタ441により分離された蛍光像の蛍光光量の一部を蛍光光量検出装置442で検出することで、検出された蛍光光量に基づいて画像表示制御装置410で表示画像を制御するように構成される。

【0320】蛍光光量検出装置442は、図42に示すように、ダイクロックミラー445により蛍光像を2つの波長帯域 λ_1 、 λ_2 に分割し、高感度フォトダイオード(APD)446、447で2つの波長帯域 λ_1 、 λ_2 の各々の蛍光光量をサンプルホールド回路(S/H)448、449でサンプリングする。サンプリングされた波長帯域 λ_1 、 λ_2 の各々の蛍光光量を演算回路450で演算し、病変部を示す蛍光光量であるかどうかを判断することで、タイミングコントローラ425及び画像表示制御装置410を制御するようになっている。

【0321】蛍光光量検出装置442は、病変部を示す蛍光光量が検出されない場合は、タイミングコントローラ425に対して、通常観察光源403からの白色光の照射期間を長く、蛍光用レーザ装置404からの励起光の照射期間を短くするように制御する。この結果、病変部がない場合には十分な明るさを有した観察画像を得ることができ、内視鏡401の挿入手技等が容易になる。

【0322】また病変部を示す蛍光光量が検出された場合は、タイミングコントローラ425に対して、通常観察光源403からの白色光の照射期間を短く、蛍光用レーザ装置404からの励起光の照射期間を長くするよう

に制御する。この結果、病変部がある場合には十分な明るさを有した蛍光画像を得ることができ、病変部の診断等が容易になる。

【0323】また、本実施例ではCCU408からの通常画像信号を光量制御手段429に入力し、レーザ装置404から出射される励起光源の強度を制御する。光量制御手段429では通常画像信号から輝度信号を取り出し、その輝度レベルに応じて励起光となるレーザ光を制御する。通常画像の輝度信号のレベルにより観察対象部位との距離や状況等が類推できることを用いて蛍光強度も適切な強度範囲となるように制御する。

【0324】また、通常画像信号のレベルが所望の範囲に入っている部位を検出してその部位の蛍光強度により、レーザ光を制御しても良い。又は、調光する観察対象部位を指定する入力手段を設けても良く、この入力手段を備えた第2実施例の変形例の蛍光観察内視鏡装置の構成を図43に示す。

【0325】通常TVカメラ406に内蔵されたCCD420の出力信号はクロック成分が除去された後に、ローパスフィルタ(LPFと略記)451を通して積分される。このLPF451を通った信号はAGC回路452、プロセス回路453で処理され、NTSC信号になる。

【0326】その後、画像表示制御回路410により、所望の表示手段(例えばモニタ412、HMD411)に表示される。一方、LPF451の出力は調光信号発生回路453に入力され、通常照明光源403の絞り制御回路461により、絞りモータ462の駆動電圧が生成され、絞り羽根463を制御することで通常照明光の光量を制御する。

【0327】ここで、一画面の全体の平均測光とせず、特定の部位の輝度信号レベルにより、蛍光光量を制御する様にする。LPF451の出力を特定の部位に対応するタイミングにてサンプル・ホールド回路(S/Hと略記)454でサンプル・ホールドし、その時の出力レベルが所定の値よりも大きければ、同じタイミングで蛍光量検出回路442を動作させて、1. 1. 制御手段422のゲインを制御する。

【0328】そうすることにより、通常観察像と蛍光観察像とも適切な像が得られる。また、S/H454の出力が所定の値よりも小さい時にはタイミングを切換えて適切な蛍光像が得られるようにする。

【0329】一方、術者が特に関心のある領域の蛍光像をより良い条件で観察したい場合には、外部入力手段457によりタイミングを設定しても良い。この実施例によれば、常に通常観察像と蛍光観察像が良好な状態で観察可能である効果を有する。

【0330】次に距離に関係なく診断に適した蛍光像が得られる第3実施例を説明する。図44では術者が立体視内視鏡471と各種処置具470を用いて腹腔内外科

手術を行う様子を示し、図45はその立体視内視鏡471の光学系の構成を示す。

【0331】図45に示すように、本実施例における立体視内視鏡471は、左眼用及び右眼用の2つの光学系を有する硬性の立体視内視鏡であり、細長の挿入部472の基端部に2つの接眼部473a、473bが連設されている。この接眼部473a、473bには、アダプタ474a、474bが接続され、それぞれ図示しないTVカメラが接続されて立体視内視鏡471で得られた被写体の通常観察像及び蛍光観察像を撮像できるようになっている。

【0332】前記立体視内視鏡471は、挿入部472の基端部の両側方よりそれぞれ略L字状の接眼部473a、473bが延出した形状となっている。この接眼部473a、473bに接続されるアダプタ474a、474bには、それぞれCCU(図示しないが便宜上CCU-A及びCCU-Bと記す)に接続されるTVカメラ(例えば図39の通常TVカメラ406と図39の蛍光撮像カメラ407に相当)がそれぞれ取り付けられるようになっている。

【0333】CCU-A(及びCCU-B)は、図39のCCU408と蛍光画像処理装置409の機能を有し、CCU-A及びCCU-Bは前記立体視内視鏡471で得られた視差のある通常観察像及び蛍光観察像を立体視可能に表示するための図示しない立体視表示装置に接続され、この立体視表示装置にHMD411が接続されている。

【0334】そして、立体視表示装置によって、例えば2つのTVカメラでそれぞれ撮像した画像を交互に左右別々にHMD411に表示し、それらを左右の眼で観察することによって、立体感のある被写体の通常観察像と蛍光像とを観察することができる。

【0335】また、図45に示すように、立体視内視鏡471の挿入部472の先端部には、被写体像を結像する2つの対物光学系480a、480bが設けられており、対物光学系480a、480bの後方には、それぞれ被写体像を伝達するリレー光学系481a、481bが配設されている。

【0336】リレー光学系481a、481bの後端側、すなわち挿入部472の基端部から接眼部473a、473bにかけてには、光軸をそれぞれ90度反射するプリズム482、483及び484、485が設けられており、プリズム484、485の後方の接眼部473a、473b内には、それぞれ接眼光学系486a、486bが配設され、接眼部473a、473bより撮像あるいは肉眼観察等が可能になっている。なお、図中の矢印は、像の方向を示している。

【0337】なお、図示しないが、立体視内視鏡471には照明光学系が配設されており、図示しない光源装置からの照明光及び励起光を先端部まで伝達し、被写体へ

照射するようになっている。また、アダプタ 474a, 474b は、例えば図 39 の第 2 アダプタ 405 と同様の構成であり、蛍光観察の方法は全く同様に行われる。

【0338】前記接眼光学系的一方（つまり 486a）には、光学系の倍率を調整する移動可能な可動レンズ 487a を含むズーム光学系 487 が設けられている。そして、立体視を行う際に、接眼光学系 486a に設けられたズーム光学系 487 によって 2 つの光学系の倍率が等しくなるように倍率の調整を行う。すなわち、ズーム光学系 487 において可動レンズ 487a を前後に移動させることにより、光学系の倍率を変化させ、2 つの光学系の倍率を一致させる。これにより、良好な立体感のある観察画像が得られる。

【0339】このように、2 つの光学系の少なくとも一方にズーム光学系を設けることにより、光学系の倍率を変化させて立体視観察像における左右の像の倍率を一致させることができ、良好な立体視を行うことが可能となるようにしている。

【0340】以上のように構成された立体視内視鏡 471 では、視差のある 2 つの対物光学系 480a, 480b で被写体像を結像し、これらの被写体像をリレー光学系 481a, 481b、及び接眼光学系 486a, 486b によって後端部の接眼部 473a, 473b まで伝達し、接眼部 473a, 473b よりアダプタ 474a, 474b を介して接続される TV カメラによって撮像を行う。

【0341】接眼部 473a, 473b に TV カメラを接続して撮像する場合には、撮像されたそれぞれの被写体像の画像信号を CCU-A, CCU-B で信号処理し、立体視表示装置を介して MHD 411 に表示し、通常観察像と蛍光像の立体視ができる。

【0342】この実施例の効果としては各種処置具 470 と組み合わせて処置を行うことにより、蛍光観察時にも容易に処置が行える。また、蛍光像を観察しながら行う場合、誤って患部以外の正常組織を治療してしまうことを殆ど解消できる。

【0343】尚、図 39 ないし図 45 の実施例では通常 TV カメラ 406 の CCD 420 を白色光に基づいて撮像するとしたが、この CCD 420 は入射面にカラーモザイクフィルタを設けれることでカラー画像を撮像する CCD とすることができる。また、白色光を R, G, B に分離するカラーフィルタを設けることでカラー画像を撮像する通常 TV カメラとしても良いし、通常照明光源 436 から R, G, B の照明光を順次供給するようにし、この供給タイミングに同期させることでカラー画像を撮像する通常 TV カメラとしても良い。

【0344】〔付記〕

（5-1） 励起光を生体組織の観察対象部位へ照射して前記励起光による蛍光像を観察する蛍光観察装置において、前記励起光を発生する光源と、観察対象部位にお

ける蛍光を検出する検出手段と、前記検出手段の出力が所定量となるように制御する制御手段と、を備えた蛍光観察装置。

【0345】この付記 1 の蛍光観察装置は励起光を生体組織に照射することにより蛍光が発せられ、制御手段によりその蛍光量が検出されて蛍光量が常に所望の蛍光量に設定されるようにしてあるので、生体組織までの距離にかかわらず、蛍光強度の検出値を飽和させることなく、常に正確な蛍光強度が得られ、正確な診断ができる。

【0346】（5-2） 生体組織の観察対象部位の通常照明光による通常観察像と、励起光による蛍光像を観察する蛍光観察装置において、前記通常照明光を発生する通常光源と、前記励起光を発生する励起光源と、前記蛍光像の蛍光量を検出し、励起光源の光量又は蛍光像検出手段を制御する制御手段と、を備えた蛍光観察装置。

【0347】この付記（5-2）の蛍光観察装置は付記 1 の他に通常照明光で生体組織を照明するようにしてあるので、付記（5-1）の効果の他に通常観察像も得られる。また、通常観察像蛍光像との位置関係が容易に把握できる。

【0348】（5-3） 付記（5-1）又は（5-2）において、制御手段は蛍光像検出用高感度カメラの増幅度を制御する。付記 1 又は 2 において、高感度カメラの増幅度を制御することにより、蛍光量が制御される。

【0349】（5-4） 付記（5-1）又は（5-2）において、制御手段は蛍光像検出用高感度カメラの入射側に設けられ、蛍光光線を絞る絞り装置を制御する。付記（5-1）又は（5-2）において、絞り装置の絞り量を制御することにより、蛍光量が制御される。

【0350】（5-5） 付記（5-1）において、検出手段は蛍光の特定の波長の強度を検出する。付記（5-1）において、特定の蛍光波長が検出され、この値に基づいて制御される。

【0351】（5-6） 付記（5-1）において、検出手段は蛍光の特定の複数波長の強度の比を検出する。付記（5-1）において、特定の複数の蛍光波長が検出され、こち値に基づいて制御される。

【0352】（5-7） 付記（5-1）において、蛍光観察装置は体腔内に挿入される挿入部を有し、励起光を伝送するライトガイド手段と、蛍光を伝送するイメージガイド手段とからなるブローブである。体腔内の生体組織の蛍光画像が得られる。

【0353】（5-8） 付記（5-2）において、蛍光観察装置は体腔内に挿入される挿入部を有し、通常照明光と励起光を伝送する手段と、通常観察像と蛍光像を伝送する手段とからなる内視鏡である。体腔内の生体組織の蛍光画像と通常観察像が得られる。

【0354】（5-9） 付記（5-8）において、内

視鏡はチャンネルを有する。蛍光像を観察しながらチャンネルを通した処置具にて処置ができる。

【5-10】 付記(5-1)において、蛍光像を術者装着型表示装置に表示する表示手段を有する。常に術者の眼前に蛍光像を表示でき、術者の姿勢等にかかわらず、常に良好な蛍光像を観察できる。

【0355】(5-11) 付記(5-10)において、前記表示装置を用いて蛍光像を3次元観察可能に表示した。立体的に蛍光像が表示される。

【0356】ところで、次に通常観察像と蛍光観察像との位置合わせを簡便にかつ自動的に行う位置合わせ機能を備えた蛍光観察装置の第1実施例及び第2実施例を図46及び図47を参照して説明する。この背景をまず説明する。

【0357】経皮的に体腔内で蛍光観察を行う場合、既存の通常観察内視鏡に蛍光観察用内視鏡を組み合わせで行う方法がある。この場合、通常像の対象部位と蛍光像との位置がずれていると、診断とか処置等を行いにくくなるし、誤診とか誤まって正常部位に処理する可能性があるので、位置合わせすることが課題になる。

【0358】このため位置合わせを簡便に或は自動的に行う機能を備えた蛍光観察装置が望まれ、このような機能を備えた蛍光観察装置を提供することをこの実施例の目的とする。そして、以下の実施例では位置合わせ機能を備えた蛍光観察装置501を説明する。

【0359】図46に示す位置合わせ機能を備えた蛍光観察装置501は通常観察用スコープ502と、蛍光観察用スコープ503と、通常観察用照明光を発生する光源装置504と、蛍光観察のための励起光を発生するレーザ装置505と、通常観察用スコープ502のライトガイド手段と接続され、このライトガイド手段に光源装置504からの通常照明光又はレーザ装置505からの励起光を選択的に導光する光源アダプタ506と、通常観察用スコープ502に一体的に接続された又は着脱自在で接続された通常画像撮像装置507と、蛍光観察用スコープ503に一体的に接続された又は着脱自在で接続された蛍光画像撮像装置508と、通常画像撮像装置507の出力信号に対する映像信号生成処理を行う通常画像用CCU509と、蛍光画像撮像装置508の出力信号に対する映像信号生成処理を行う蛍光画像処理装置510と、通常画像用CCU509又は蛍光画像処理装置510からの出力信号を表示するモニタ511と、選択的等で通常画像用CCU509又は蛍光画像処理装置510からの出力信号をモニタ511に出力するモニタ制御装置512と、この蛍光観察装置501全体のタイミング等を制御するタイミングコントローラ513とを有する。

【0360】通常観察用スコープ502は、例えば硬性で細長の挿入部514を有し、この挿入部514の後端には太幅の把持部515が形成され、この把持部515

の後端には接眼部516が形成されている。挿入部514は患者等の体表517の孔に貫通するトラカール518にガイドされて体腔内519に挿入される。

【0361】挿入部514内にはライトガイド521が挿通され、このライトガイド521の後端側は把持部515から外部に延出されたライトガイドケーブル522内を挿通され、その後端は光源アダプタ506の出力部に接続される。

【0362】この光源アダプタ506の2つの入力部は光源装置504とレーザ装置505に接続される。光源装置504内には白色の通常照明光を発生するランプ523が配置され、ランプ523の通常照明光はその光路上に配置したレンズ524を経て光源アダプタ506に導光される。

【0363】光源アダプタ506内には上記レンズ524に対向する光路上にレンズ525と、配光光路変更用ミラー526とが順次配置され、このミラー526が実線で示す状態の場合にはこのミラー526で反射してレンズ527を介してライトガイド521の端面に照明光を供給する。この場合、レーザ装置505側の光はミラー526で遮光される。

【0364】上記ミラー526は制御ドライバ528により実線で示す位置と、点線で示す位置とに回転駆動される。また他方の入力部に接続されるレーザ装置505内にはレーザ源529が配置され、このレーザ源529で発生されたレーザ光は、光源アダプタ506内でレーザ光の光路上のレンズ530を経てレンズ527側に導光される。

【0365】そして、このミラー526が点線で示す回避状態(レーザ源529に対して)の場合には、レーザ光はこのミラー526で遮光されることなくレンズ527を介してライトガイド521の端面に供給される。この場合には通常照明光はミラー526で遮光される。

【0366】ライトガイド521で導光された例えば通常照明光は挿入部514の先端部の端面からさらにレンズ531を経て前方に出射され、体腔内519の臓器532上に通常光533で照明する。

【0367】照明された部位は先端部の観察窓に取り付けた対物レンズ534でその結像位置に像を結ぶ。対物レンズ534の像はリレーレンズ系等で形成したイメージ伝送系535で接眼部516側に伝送され、結像レンズ536によって伝送された像を、接眼部516に接続される通常画像撮像装置507内部に配置された第1の通常画像用CCD537に結ぶ。

【0368】このCCD537と結像レンズ536の間にはシャッタ538が配置され、シャッタ制御ドライバ539によって実線で示す回避状態の位置と点線で示す遮光状態の位置に駆動される。上記ミラー526を駆動する制御ドライバ528と、シャッタ538を駆動するシャッタ制御ドライバ539はタイミングコントローラ

513で制御され、ミラー526が実線で示す位置の場合にはシャッタ538も実線で示す位置に設定される。

【0369】そして、CCD537で光電変換された通常画像は通常画像用CCU509に入力され、標準的な映像信号が生成され、この標準的な映像信号はモニタ制御装置512に入力される。

【0370】一方、蛍光観察用スコープ503は可撓性を有する細長の挿入部541と、この挿入部541の後端に設けられた太幅の把持部542と、この把持部542の後端に設けられた接眼部543とを有する。

【0371】この挿入部541の先端部付近には湾曲自在の湾曲部544が設けてあり、挿入部541内を挿通されたアングルワイヤ545の一端（先端）は硬質の先端部に固定され、後端はこのアングルワイヤ545を牽引・弛緩するアングルワイヤ制御用モータ559に接続されている。そして、このアングルワイヤ545を牽引した側に、湾曲部544を湾曲することができる。図39では簡単化のため、1本のアングルワイヤ544のみを示しているが、実際には4方向に対応して4本が挿通されている。

【0372】この挿入部451もトラカール546を介して体腔内519に挿入される。この挿入部541内の先端部の観察窓には対物レンズ547が取り付けられ、この対物レンズ547の結像位置には可撓性を有する像伝送手段として、例えばイメージガイド548の先端面が配置されている。

【0373】そして対物レンズ547の光軸、つまり観察軸（又は視軸）549の前方位置を中心として照明された被写体の像、或は蛍光像をイメージガイド548の先端面に結び、この先端面の像はこのイメージガイド548によって接眼部543側の端面に伝送される。

【0374】伝送された像は接眼部543に接続される蛍光画像撮像装置508内部に配置された結像レンズ551により、受光光路（又は撮像光路）変更用ミラー552の設定状態に応じて第2の通常画像用CCD553或は蛍光画像用CCD554で撮像される。

【0375】このミラー552はミラー制御ドライバ555によって実線で示す位置と、点線で示す位置とに回動的に駆動される。このミラー552はミラー526及びシャッタ538が実線で示す位置に設定された場合には、同様に実線で示す位置に設定されるようにタイミングコントローラ513によりミラー制御ドライバ555を介して同期制御される。

【0376】また、このミラー552はミラー526及びシャッタ538が点線で示す位置に設定された場合には、同様に点線で示す位置に設定されるようにタイミングコントローラ513によりミラー制御ドライバ555を介して同期制御される。

【0377】そして、例えば実線で示す状態では（通常光533による照明であり、この照明のもとでの）通常

観察像はミラー552で反射されて第2の通常画像用CCD553に通常画像が結ばれる。このCCD553で光電変換された画像信号は通常画像処理装置556に入力され、撮像された画像における最大輝度位置を検出することにより、通常光533で撮像器532を照明している場合における照明範囲内の最大輝度部位557を検出する。

【0378】この検出結果はモータ制御装置558に入力され、モータ制御装置558はこの検出結果に基づいて、アングルワイヤ制御用モータ559の回転を制御することにより、このアングルワイヤ制御用モータ559に接続されたアングルワイヤ545を牽引し、湾曲部544を湾曲して観察軸549を最大輝度部位557に移動させる。そして、図46に示すように観察軸549上に最大輝度部位557が位置する状態に設定し、通常画像と蛍光画像とは常に殆ど同一の位置を対象として撮像する状態に設定するような位置合わせを行う機構を設けてある。

【0379】また、ミラー552が点線で示す状態に設定された場合には、ミラー526も点線で示す状態に設定されるので、被写体としての対象部位はレーザ源529のレーザ光が励起光として照射され、対象部位で発する蛍光は蛍光観察用スコープ503の観察光学系、つまり対物レンズ547及びイメージガイド548を経て蛍光画像撮像装置508側に導光される。

【0380】そして、回避状態のミラー552で遮光されないで、回転フィルタ制御用モータ561で回転駆動される回転フィルタ562のフィルタを通してI₁、I₁、563で光増幅された後、蛍光画像用CCD554に結像され、このCCD554で光電変換される。

【0381】なお、CCD553とI₁、I₁、563の配設位置はレンズ551に対して共役位置に配置され、CCD553の像とI₁、I₁、563で光増幅されたCCD554の像は共役な像（少なくとも同じサイズ）となるようにしてある。上記CCD554で撮像された画像信号は蛍光画像処理装置510に入力され、擬似カラー等の映像信号の生成等の処理とか、以下の演算が行われた後、モニタ制御装置512に出力される。

【0382】上記回転フィルタ562には透過波長帯域の異なる複数のフィルタが設けてあり、複数の波長帯域の蛍光像で順次撮像され、蛍光画像処理装置510で複数の波長帯域の蛍光像から例えば擬似カラー表示用の映像信号を生成すると共に、例えば図38(c)で示す2つの波長 λ_1 、 λ_2 帯域の蛍光像の同じ位置に対応する信号レベルの比率をそれぞれ演算により求め、その値が所定の値を越えたか否かをコンパレータで比較してその値の部分が病変部位か正常部位かを判断する処理も行う。

【0383】そして、病変部位である可能性が高いと判断された場合には、この判断信号でモニタ制御装置51

2に表示制御信号を出力して、例えばモニタ511の右側に通常画像を、左側に擬似カラーの蛍光画像を表示させるようにする。

【0384】この場合に、例えば回転フィルタ562に2つの波長 λ_1 、 λ_2 を透過する帯域のフィルタを用いて得られた波長 λ_1 、 λ_2 の映像信号を例えばR、G、としてモニタ511側に出力し、上記判断信号をBの映像信号として出力することにより、Bの色の有無によりどの部分が病変である可能性が高いか否かを術者に識別し易いようにしても良い。

【0385】なお、モニタ制御装置512はフットスイッチ等の手動による表示選択手段を有し、この表示選択手段を操作することにより、モニタ511に表示される画像を選択して表示させることもできる。例えば、モニタ511の中央に通常画像を表示させたり、モニタ511の右側に通常画像を表示させたり、モニタ511の中央に蛍光画像を表示させたり、モニタ511の左側に蛍光画像を表示させたり、モニタ511の右側に通常画像を、左側に擬似カラーの蛍光画像をスーパインポーズで表示させたりできる。

【0386】上記回転フィルタ制御用モータ561もタイミングコントローラ513によりその回転が制御され、ミラー526、552、シャッタ538が点線で示す位置に設定されたタイミングに同期して複数のフィルタが順次撮像光路上に配置されるようにしている。

【0387】なお、通常観察用スコープ502側の撮像系と蛍光観察用スコープ503側の撮像系とは殆ど同じ特性のものが用いてある。例えば、対物レンズ(534又は547)から被写体までの距離が等しく、同じ被写体像を撮像した場合にはそれぞれ同じ波形(但し信号レベルは異なっても良い)の画像信号がCCD537及び554から出力されるようにしている。つまり、同じ条件で撮像した場合、同じサイズの被写体像が得られる。

【0388】この条件に該当しないで、例えば異なるサイズで撮像される場合に対しては、位置合わせを行う前或は後に、サイズを揃える(合わせる)処理を行えば良い。また、この条件に該当する場合でも、後述するようにサイズを揃える処理を行うようにしても良い。次にこの蛍光観察装置501の作用を以下に説明する。

【0389】タイミングコントローラ513は配光光路変更用ミラー526と、撮像光路変更用ミラー552と、回転フィルタ562と、シャッタ538の同期を取る。これにより、ミラー526が実線の位置の場合、ライトガイド521にはランプ523からの通常観察用照明光が導かれ、シャッタ538は開いてイメージ伝送系535を経てCCD537には通常観察像が結ばれる。また、撮像光路変更用ミラー552も実線の位置にあり、イメージガイド548を通してCCD553に通常観察像が導かれる。

【0390】一方、配光光路変更用ミラー526が点線の位置の場合、ライトガイド521にはレーザ源529からの励起光が導かれ、シャッタ538は閉じている。また、撮像光路変更用ミラー552も点線の位置にあり、イメージガイド548を通してI、I、563に蛍光像が導かれる。この際、蛍光像は回転フィルタ562によって波長帯域の異なる複数の画像に分けられる。

【0391】タイミングコントローラ513は以上に述べた2つの状態を高速で切替える制御を行う。これによって、この実施例では常に通常画像と蛍光画像との両方を撮像することができる。次に通常画像と蛍光画像をモニタ511に表示するまでの過程を説明する。

【0392】まず、通常像はCCD537からCCU509を経てモニタ制御装置512に送られる。一方、複数の蛍光像はI、I、563により、増幅されCCD554を経て蛍光画像処理装置510に送られ、所定の演算が施され単一の蛍光画像としてモニタ制御装置512に送られる。

【0393】モニタ制御装置512は通常画像と蛍光画像との内、少なくとも一方をモニタ511に表示する。表示方法としては手動切替えて一方のみを表示する方法、蛍光画像処理装置510での演算結果に基づいて表示する方法、スーパインポーズ、両方の画像を合成して表示する方法等がある。

【0394】通常画像と蛍光画像との位置合わせを行う方法を以下に説明する。通常光照明時には、イメージガイド548、ミラー552、CCD553を介して通常像が通常画像処理装置556に導かれる。通常画像処理装置556は臓器532上での通常光533の照明のもとでの最大輝度部位557を検出する。

【0395】この検出結果に基づいてモータ制御装置558がアングルワイヤ制御用モータ559を駆動し、アングルワイヤ545を制御することによって蛍光観察用スコープ503の観察軸549を最大輝度位置557に移動し、図39に示すような状態に設定する。この結果、通常画像と蛍光画像とは常にほぼ同一の位置を対象として撮像する状態に維持される。

【0396】なお、蛍光観察用スコープ503の観察軸549を移動させる方法としては、ワイヤを用いる方法の他に、形状記憶部材を用いる方法、空気圧湾曲手段等がある。この実施例によれば、通常画像と蛍光画像との位置合わせを簡便に、かつ自動的に行うことが出来る。従って、術者は通常画像と蛍光画像における一方の画像上の位置に対応する他方の画像上の位置を容易に確認でき、診断とか処置が容易になると共に、短時間で診断とか処置を行うことができる。

【0397】図47は位置合わせを自動的に行う機能を備えた第2実施例の蛍光観察装置571の主要部を示す。この実施例は図46の第1実施例において、蛍光観察用スコープ503と異なる構成の蛍光観察用スコープ

503' と、この蛍光観察用スコープ503' のイメージガイドケーブル572の後端に接続された蛍光画像撮像装置508' と、蛍光観察用スコープ503' の観察軸549を移動させるマニピュレータ573とが用いてあり、観察軸549を移動させる機構以外は全て図46の第1実施例と同じである。

【0398】 蛍光観察用スコープ503' は例えば硬性の挿入部575内に対物レンズ576及びリレーレンズ系577が挿通され、このリレーレンズ系577で挿入部575の後端側に伝送される。

【0399】 挿入部575の後端側に伝送された光学像は結像レンズ578によって、可撓性を有する像伝送手段としてのイメージガイド579の先端面に結像され、このイメージガイド579によりイメージガイドケーブル572の後端側の端面に伝送され、蛍光画像撮像装置508' に入力される。

【0400】 上記蛍光観察用スコープ503' の挿入部575の後端は、複数の軸を持つマニピュレータ573に接続され、このマニピュレータ573は蛍光画像撮像装置508' 内部のマニピュレータ制御装置580の制御のもとで複数の軸が回動駆動され、挿入部575の軸方向を変えることにより、観察軸549方向を変えるようにしている。このマニピュレータ制御装置580は通常画像処理装置556の出力で制御される。

【0401】 図39の第1実施例ではアングルワイヤ545を牽引して湾曲部544を湾曲させて観察軸549を変更していたが、この実施例では硬性の挿入部575を有する蛍光観察用スコープ503' を用い、マニピュレータ573によって挿入部575の軸方向を変えて観察軸549を変え、観察軸549上に最大輝度部位557が位置するように位置合わせを行う構成にしている。

【0402】 次に作用を説明する。蛍光観察用スコープ503' の観察軸549を移動させる方向以外は図39の実施例と同様である。通常光照明時には、通常像は蛍光観察用スコープ503' の光学系を経てイメージガイドケーブル572の後端に接続された蛍光画像撮像装置508' 内部の通常画像処理装置556に送られ、図39の実施例と同様に臓器532上の通常光最大輝度部位557を検出する。

【0403】 この検出結果に基づいてマニピュレータ制御装置580を介してマニピュレータ573を制御して、蛍光観察用スコープ503' の挿入部575を動かし、観察軸549を通常光最大輝度部位557上へ移動させる位置合わせを行う。

【0404】 この実施例は図39の実施例と比較すると、硬性の挿入部575を用いて、この挿入部575をマニピュレータ573で動かすようにしているのので、この蛍光観察用スコープ503' の観察光学系のブレが少ないこと、位置決め精度を高くできること等からより正確な通常像と蛍光像との位置合わせが可能になる。

【0405】 従って、図46の装置と同様に通常画像と蛍光画像間における対応する位置の確認が容易になり、診断とか処置を容易かつ短時間で適切にできるような環境を提供できる。

【0406】 なお、図47では挿入部575の後端にマニピュレータ573を接続したが、挿入部575の後端側に把持部又は操作部を設けて、その把持部又は操作部にマニピュレータ573を接続する構造にしても良い。

【0407】 また、マニピュレータ573で蛍光観察用スコープ503' を傾けるように移動する等して観察軸549を最大輝度部位557に一致させるものに限定されるものでなく、例えば図40においてマニピュレータ573の代わりにアームを用いて、このアームの一端側を挿入部575の後端側に接続し、このアームの他端側をモータ等で回動して観察軸549上に最大輝度部位557が一致するようにしても良い。

【0408】 この場合、観察軸549の移動する軌跡は（モータの回転軸と直交する）1つの平面内で移動するが、この平面内に観察軸549とレンズ531の光軸とが含まれるように予め設定すれば良い。

【0409】 なお、図47の蛍光観察用スコープ503' ではリレーレンズ系577で伝送された像を、さらに可撓性を有するイメージガイドケーブル572内に挿通されたイメージガイド579で蛍光画像撮像装置508' 側に伝送する構成であるが、この構成に限定されるものでなく他の構成でも良い。

【0410】 例えばレンズ578の結像位置側となる挿入部575の後端側に蛍光画像撮像装置508' を収納或は配置しても良い。また、可撓性のイメージガイドケーブル572でなく、リレーレンズ系等のリジッドの像伝送手段で蛍光画像撮像装置508' に像を伝送する構成にしても良い。

【0411】 なお、図46及び図47では、通常光533の照明の場合、通常観察用スコープ50の観察軸はレンズ31の光軸と平行であり、これらの間の距離（便宜上dとする）は、被写体までの距離（図46又は図47では臓器532上の最大輝度部位557までの距離）に比較して小さいとして無視できるとした。

【0412】 上記距離dを考慮して以下のように位置合わせを行うようにしても良い。例えば、図46において2つのスコープ502、503を体腔内519に挿入した場合、レンズ531の光軸とレンズ534の光軸を含む面内にスコープ503の光軸（観察軸549に一致）が存在するように設定する。

【0413】 この設定はスコープ502を挿入部514の軸の回りで回転することにより簡単に行うことができる。図46はこの設定が行われた状態であるとする（但し、湾曲部544はまっすぐにされた状態であるとする）。

【0414】 この状態で、通常光533で照明し、CC

D553により撮像された信号から最大輝度部位557を検出する。その後、挿入部541を所定長さだけ前進移動(挿入)又は後退移動させて再び最大輝度部位557を検出し、両画像上での最大輝度部位557のずれ量と所定長さ量とを用いて、演算を行い、移動後の最大輝度部位557に隣接する(レンズ534の光軸の前方で臓器532上の)位置(図39では最大輝度部位557から左側にdだけずれた位置)を算出して、この位置にスコープ503の観察軸549を合わせる目標位置とする。

【0415】そして、この目標位置の算出結果に基づいてモータ559を回転させて湾曲部544を(観察軸549が目標位置側に近づくような方向に)湾曲させ、観察軸549が目標位置に達したら回転を停止させて位置合わせを終了する。このように位置合わせを行うと、より精度の高い位置合わせが可能になり、通常像と蛍光像の両画像上の対応する位置の確認がより容易になる。

【0416】また、位置合わせを行った後等に、例えば挿入部575を観察軸549の方向に移動して蛍光観察用スコープ503、又は503'側で撮像された画像のサイズを変え、通常観察用スコープ502側で撮像された画像のサイズに一致した時にその移動を停止させるようなサイズ合わせの処理を行うようにしても良い(勿論、スコープ502側を挿入部502の軸方向に移動しても良い)。

【0417】また、例えば、図46又は図47のレンズ551をその光軸方向に移動させてサイズを可変してサイズ合わせを行うようにしても良い。このようなサイズ合わせの処理を行うと通常観察像と蛍光像との各画像上での位置の対応関係はより正確に一致することになり、診断とか治療等の処置を行い易くできる。

【0418】また、このサイズ合わせの処理を行うと、通常観察用スコープ502側と蛍光観察用スコープ503'側の光学系の結像特性(焦点距離とか画角等)が異なる場合とか通常観察用スコープ502の先端から被写体までの距離と蛍光観察用スコープ503'の先端から被写体までの距離とが異なる等のために両画像のサイズが異なる場合にも、通常観察像と蛍光像との各画像上での位置の対応関係は正確に一致するようにできる。なお、サイズ合わせの処理を自動的に行うようにしても良いし、術者又は操作者の操作でマニュアルで行っても良い。また、位置合わせをマニュアル(手動)で設定できるようにしても良い。また、自動と手動を選択できるようにしても良い。

【0419】なお、図46或は図47の蛍光観察装置501又は571において、CCD553の出力を第2の通常画像用CCU等に出力し、かつこの第2の通常画像用CCUで生成された映像信号をモニタ制御装置512を介してモニタ511に表示できるようにしても良い。

【0420】この場合、通常画像用CCU509で生成

された映像信号とを交互にモニタ511で表示し、この交互の表示に同期して左右の液晶を交互に透過及び遮光させる液晶メガネを用いて観察することで、術者等が立体視できるようにすることが可能になる。また、各映像信号をHMDの左右の液晶表示部等でそれぞれ表示し、術者が立体視できるようにすることも可能である。

【0421】また、第2の通常画像用CCUで生成された映像信号と通常画像用CCU509で生成された映像信号とを立体画像合成装置に入力する等して立体画像の映像信号を生成し、この立体画像の映像信号をモニタ511等の画像表示手段で表示するようにしても良い。

【0422】なお、図46及び図47の蛍光観察装置501又は571においては、位置合わせを行う場合、最大輝度部位を検出して、その最大輝度部位(又は目標位置)が観察軸上になるようにして蛍光観察用スコープ503又は503'を湾曲等で傾けるように移動しているが、最大輝度の部位でなく、他のレベルの輝度部位を検出して行うようにしても良い。

【0423】例えば、最大輝度より少し低い輝度レベルの部位を蛍光観察用スコープ503又は503'で検出してそれを基準部位とし、その基準部位が通常観察用スコープの像の場合と重なるように蛍光観察用スコープ503又は503'を移動しても良い。

【0424】また、通常観察用スコープ502で撮像された像と蛍光観察用スコープ503又は503'で撮像された像(例えばCCD553で撮像された像)との相関量が最大となるように一方のスコープを移動して位置合わせを行うようにしても良い。この場合、2つの画像において、例えば最大輝度部位位置が重なるように一方のスコープを移動しても良いし、他の基準位置とか複数の基準位置が重なるように少なくとも一方のスコープを移動させるようにしても良い。

【0425】図46及び図47では、位置合わせ等の照明は通常観察用スコープ502のライトガイド521から出射した照明光で行うようにしているが、これに限定されるものでなく、ライトガイド521を蛍光観察用スコープ503又は503'側に設けても良い。この場合には、位置合わせは通常観察用スコープ502をマニュアル等で傾ける等して行えば良い。また、通常観察用スコープ502の挿入部に湾曲部を設けた軟性内視鏡の場合には、湾曲部の湾曲を制御して位置合わせを行うようにしても良い。

【0426】なお、図46及び図47の実施例では、通常像の映像信号と同じようなレベルの映像信号を得るために蛍光像撮像用CCD554の前にI. I. 563を配置して光増幅するようにしているが、I. I. 563を用いる代わりに例えば2次元ロックインアンプを蛍光画像処理装置510に設けるようにしても良い。

【0427】例えば、レーザ源529による励起光を、タイミングコントローラ513でその回転が制御された

回転シャッタ等により、所定の周期（例えば $1/60$ S の数 10 分の 1 程度の期間で、 $2T$ とする）のパルス光にして（ミラー 526、ライトガイド 521 等を介して）臓器 532 側に照射する。このパルス光の明滅に同期し、モータ 561 により例えば $1/60$ S で 1 回転される回転フィルタ 562 に設けた例えば（波長 λ_1 、 λ_2 の波長の蛍光を通す）2 つのフィルタを順次通して CCD 554 で撮像する（例えばミラー 526 は $1/60$ S で実線の位置と点線の位置に切換えられ、 $1/30$ S で蛍光像と通常像が得られる）。

【0428】この CCD 554 を上記パルス光の明と滅の期間 T に同期してドライブ信号を印加し、高速度で読み出し、2 次元ロックインアンプに入力する。この 2 次元ロックインアンプではまず A/D 変換した後、2 つのフレームメモリに明と滅の期間 T で撮像された各画像（odd 画像と even 画像と記す）を順次格納し、これら格納された odd 画像と even 画像間で対応する画像部分で差分を抽出する処理が差分回路で行われた後、次段の累積積分回路に入力され、差分回路を通した画像が累積される。

【0429】この累積は波長 λ_1 の光を透過するフィルタが CCD 554 の光路上にある期間行われた後、2 次元ロックインアンプの出力信号としてマルチプレクサを介して波長 λ_1 の画像を格納するフレームメモリに格納される。この後、続いて波長 λ_2 の光を透過するフィルタが CCD 554 の光路上にある期間に同様の差分を抽出する処理、及び抽出された画像を累積する処理が行われ、その後マルチプレクサを介して波長 λ_2 の画像を格納するフレームメモリに格納される。

【0430】このように励起光の明滅に同期して、2 次元ロックインアンプにより撮像した各撮像信号の差分成分を抽出し、それらを累積する積分処理を行って、各波長の蛍光像を生成することにより、 S/N の大きな蛍光像を得ることができる（なお、図 32 の 1、1、423 等の代わりにも 2 次元ロックインアンプを適用できる）。なお、上述した実施例等を部分的に組み合わせる等して異なる構成にしても良い。

【0431】【付記】

（6-1） 通常の照明光による通常像を得る通常観察用スコープと、励起光による励起に基づく蛍光像を得る蛍光観察用スコープを用いて通常像と蛍光像との両方を同時に或は時分割で切換えて表示する蛍光観察装置において、通常照明された対象上で予め定められた輝度の部位を検出する検出手段と、検出された部位の方向に前記蛍光観察用スコープの視軸を移動させる視軸移動手段とを設けた蛍光観察装置。

【0432】この蛍光観察装置は通常の照明光で照明された対象上で、予め定められた輝度の部位を検出手段で検出し、検出された部位に蛍光観察用スコープの視軸を移動させることにより、通常観察用スコープで得られる

通常像と蛍光観察用スコープで得られる蛍光像の位置合わせを行う。従って、術者は通常像と蛍光像との画像上での対応する位置を容易に確認でき、診断とか処置がしやすい。

【0433】（6-2） 前記予め定められた輝度は、最大輝度である付記（6-1）記載の蛍光観察装置。

【0434】（6-3） 前記視軸移動手段は、前記蛍光観察用スコープの先端側に設けられた湾曲手段である付記（6-1）記載の蛍光観察装置。

【0435】（6-4） 前記湾曲手段は、前記蛍光観察用スコープ内に挿通され、先端部で一端が固定されたワイヤを駆動する手段を有する付記（6-3）記載の蛍光観察装置。

【0436】（6-5） 前記視軸移動手段は、前記蛍光観察用スコープの挿入部の後端側に接続された複数の軸を有するマニピュレータからなる付記（6-1）記載の蛍光観察装置。

【0437】

【発明の効果】以上説明したように本発明の蛍光内視鏡装置によれば、制御手段により画像検出手段で求められた蛍光画像の強度分布が当該均一となるように、少なくとも前記配光手段または画像補正手段のどちらか一方を制御するので、あらかじめ、蛍光強度分布が均一になるように補正することで誤りの少ない、より精度の高い診断を行うことができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 図 1 及び図 2 は本発明の第 1 実施例に係わり、図 1 は蛍光内視鏡装置の第 1 実施例の構成を示す構成図

【図 2】 図 1 の蛍光内視鏡の変形例の要部の構成を示す構成図

【図 3】 第 2 実施例に係る蛍光内視鏡装置の内視鏡先端部の構成を示す構成図

【図 4】 図 4 及び図 5 は第 3 実施例に係わり、図 4 は蛍光内視鏡装置の内視鏡先端部の構成を示す構成図

【図 5】 図 4 の蛍光内視鏡装置の変形例の内視鏡先端部の構成を示す構成図

【図 6】 図 6 ないし図 8 は第 4 実施例に係わり、図 6 は蛍光内視鏡装置の第 4 実施例の構成を示す構成図

【図 7】 図 6 の蛍光内視鏡の変形例の構成を示す構成図

【図 8】 図 6 の LUT の補正方法の一例を説明する説明図

【図 9】 鉗子先端に蛍光塗料を塗った蛍光内視鏡装置の要部の構成を示す構成図

【図 10】 図 9 の蛍光塗料の蛍光特性を示す特性図

【図 11】 図 9 の蛍光塗料による擬似カラー表示の一例を説明する説明図

【図 12】 外部照明の影響を除去することのできる蛍光内視鏡の構成を示す構成図

【図 13】 硬性鏡を備えた滅菌構造の蛍光内視鏡の構成を示す構成図

【図 1 4】図 1 4 ないし図 1 6 は蛍光画像における S/N を向上できるようにした蛍光観察装置の一実施例に係り、図 2-1 は蛍光観察装置の全体構成を示す構成説明図

【図 1 5】図 1 4 の構成における蛍光画像処理装置の構成を示すブロック図

【図 1 6】蛍光画像処理装置における画像変換テーブル作成時の動作を説明する説明図

【図 1 7】蛍光観察用の光源として 2 つのレーザ装置を備えた蛍光観察装置の構成例を示す構成説明図

【図 1 8】1 つの光源装置により通常の内視鏡観察と蛍光観察とを可能にした蛍光観察装置の構成例を示す構成説明図

【図 1 9】蛍光観察とレーザ治療とが同時に可能な蛍光診断治療装置の第 1 の実施例に係る装置の全体構成を示す構成説明図

【図 2 0】蛍光観察とレーザ治療とが同時に可能な蛍光診断治療装置の第 2 の実施例に係る装置の全体構成を示す構成説明図

【図 2 1】蛍光観察とレーザ治療とが同時に可能な蛍光診断治療装置の第 3 の実施例に係る装置の全体構成を示す構成説明図

【図 2 2】蛍光観察画像を補正するための赤外画像生成用の光源として赤外光源を用いた蛍光観察装置の構成例を示す構成説明図

【図 2 3】励起光の導光手段を蛍光観察用の内視鏡を対象部位へ導くガイド管に設けた蛍光観察装置の構成例を示す構成説明図

【図 2 4】図 2-1 0 に示したガイド管の先端部の構成を示す斜視図

【図 2 5】内視鏡のチャンネルに細径の内視鏡を挿入して使用する親子スコープ型の内視鏡を用いた蛍光観察装置の構成例を示す構成説明図

【図 2 6】図 2 6 ないし図 2 8 は蛍光観察装置の空間形成手段の一実施例に係り、図 2 6 は蛍光観察装置の概略構成を示す説明図

【図 2 7】蛍光観察装置の内視鏡先端部に取り付けられる空間部形成手段としての透明カバーを示す説明図

【図 2 8】空間部形成手段である透明カバーを内視鏡先端部に取り付けた内視鏡の作用を示す説明図

【図 2 9】側視型内視鏡に取り付ける透明カバーを示す説明図

【図 3 0】斜視型内視鏡に取り付ける透明カバーを示す説明図

【図 3 1】透明カバーを斜視型内視鏡先端部に取り付けた内視鏡の作用を示す説明図

【図 3 2】側視型内視鏡及び斜視型内視鏡の先端部に取り付けられる他の空間部形成手段の説明図

【図 3 3】側視型内視鏡及び斜視型内視鏡の先端部に取り付けられるその他の空間部形成手段の説明図

【図 3 4】側視型内視鏡及び斜視型内視鏡の先端部に取

り付けられるまた他の空間部形成手段の説明図

【図 3 5】図 3 3 に示すその他の空間部形成手段を斜視型内視鏡の先端部に取り付けた内視鏡の作用を示す説明図

【図 3 6】図 3 6 及び図 3 7 は、蛍光観察装置の内視鏡に設ける空間部形成手段の別の実施例に係り、図 3 6 は空間部形成手段であるバルーンを直視型内視鏡に設けたときの作用を示す説明図

【図 3 7】空間部形成手段であるバルーンを前方斜視型内視鏡に設けたときの作用を示す説明図

【図 3 8】図 3 8 ないし図 4 5 は距離に関係しないで良好な診断を行うのに適した蛍光像を得る蛍光観察装置の第 1 ないし第 3 実施例に係り、図 3 8 は対象部位までの距離により撮像された蛍光強度の一部が飽和することを示す説明図

【図 3 9】蛍光観察装置の第 1 実施例の構成図

【図 4 0】図 3 9 の変形例における画像表示制御系の構成を示すブロック図

【図 4 1】蛍光観察装置の第 2 実施例の構成図

【図 4 2】図 4 1 における蛍光光量検出装置の構成を示すブロック図

【図 4 3】第 2 実施例の変形例の構成を示す構成図

【図 4 4】術者が手術する様子を示す説明図

【図 4 5】蛍光観察装置の第 3 実施例における立体視内視鏡の構成を示す構成図

【図 4 6】図 4 6 及び図 4 7 は位置合わせ機能を備えた蛍光観察装置の第 1 及び第 2 実施例に係り、図 4 6 は蛍光観察装置の第 1 実施例の構成を示す構成図

【図 4 7】蛍光観察装置の第 2 実施例の構成を示す構成図

【図 4 8】蛍光内視鏡装置により励起光 λ_0 を照射したときの体腔内組織の蛍光特性を示す特性図

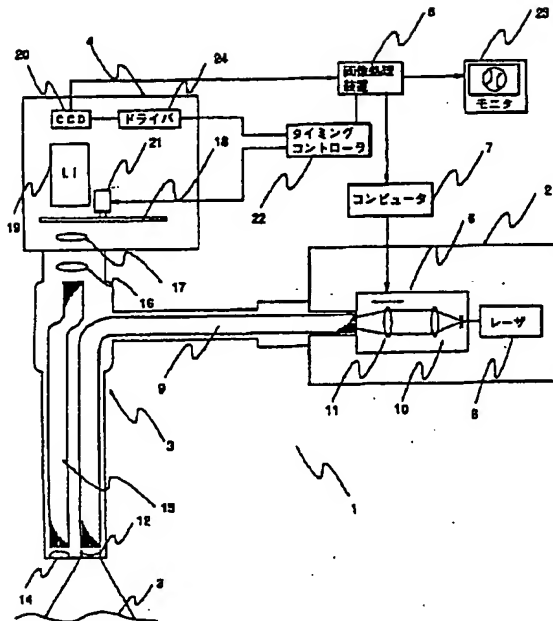
【符号の説明】

- 1…蛍光内視鏡装置
- 2…光源
- 3…内視鏡
- 4…カメラ
- 5…画像処理装置
- 6…配光分布調整手段
- 7…コンピュータ
- 8…レーザ
- 9…ライトガイド
- 10…ビームエキスパンダ部
- 11…集光レンズ
- 12…拡散レンズ
- 13…被写体
- 14…対物レンズ
- 15…イメージガイド
- 16…接眼レンズ
- 17…結合レンズ

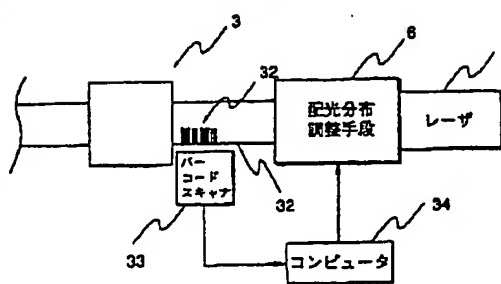
18…回転フィルタ
19…I. I.
20…CCD
21…モータ

22…タイミングコントローラ
23…モニタ
24…ドライバ

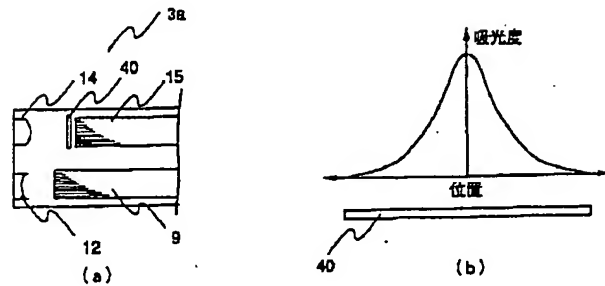
【図1】



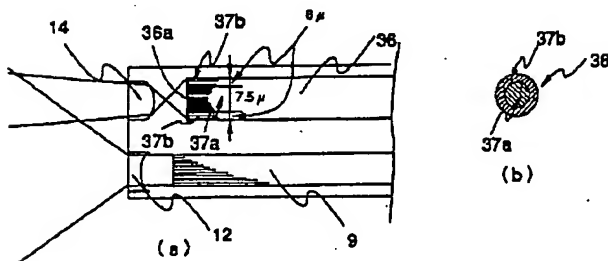
【図2】



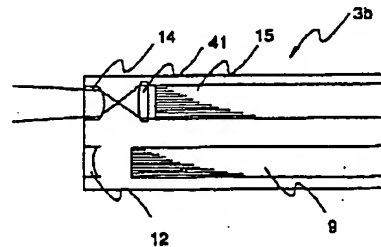
【図4】



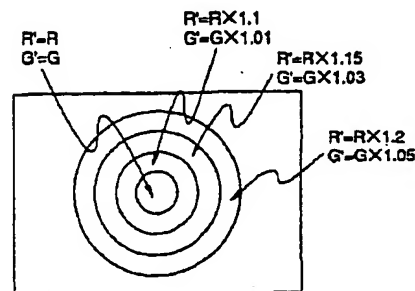
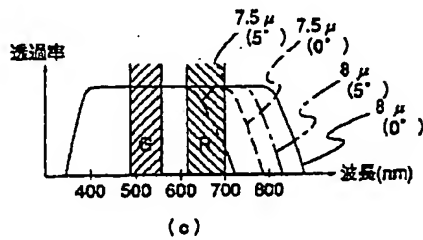
【図3】



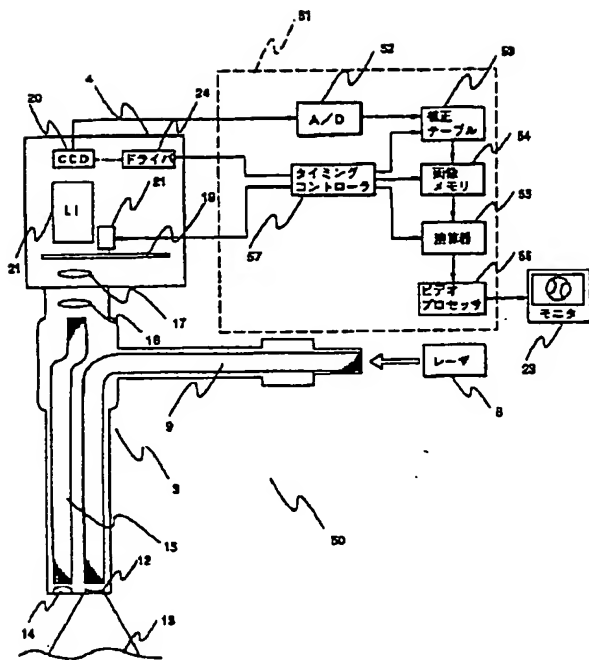
【図5】



【図8】

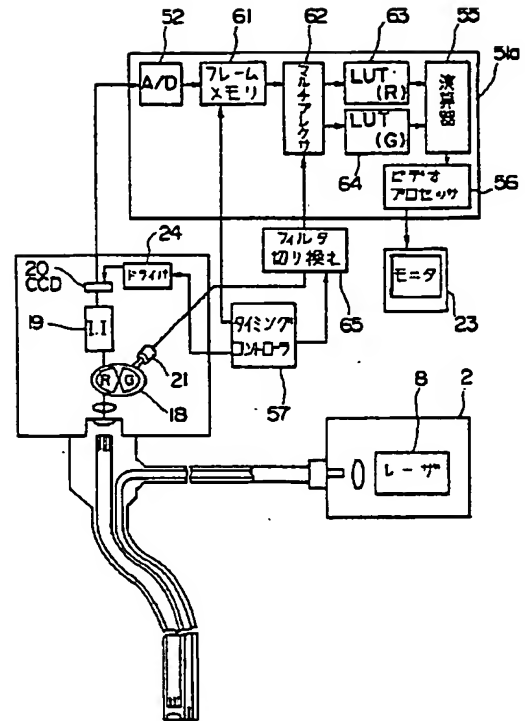


【図6】

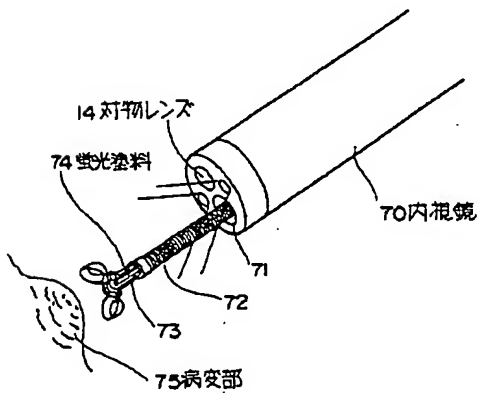


【図9】

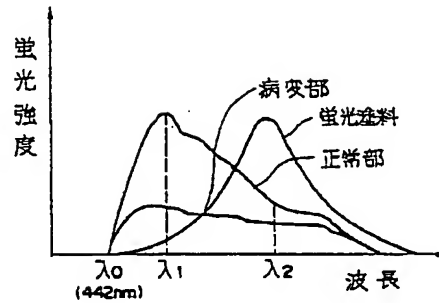
【図7】



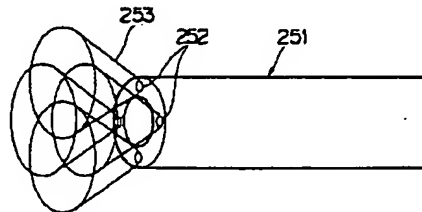
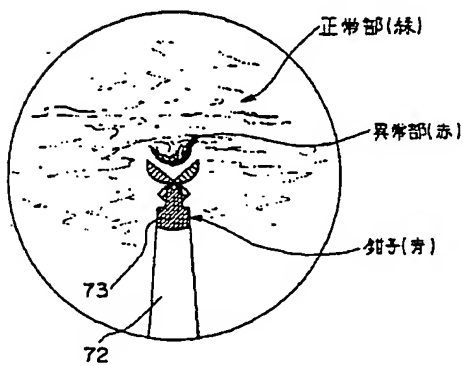
【図10】



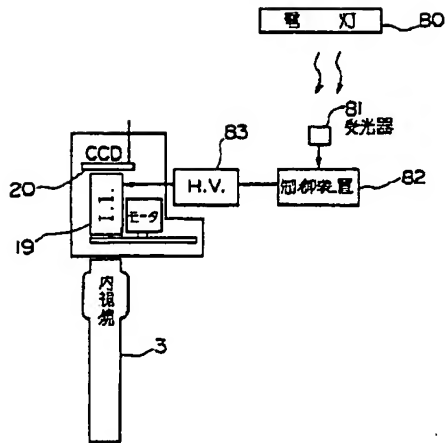
【図11】



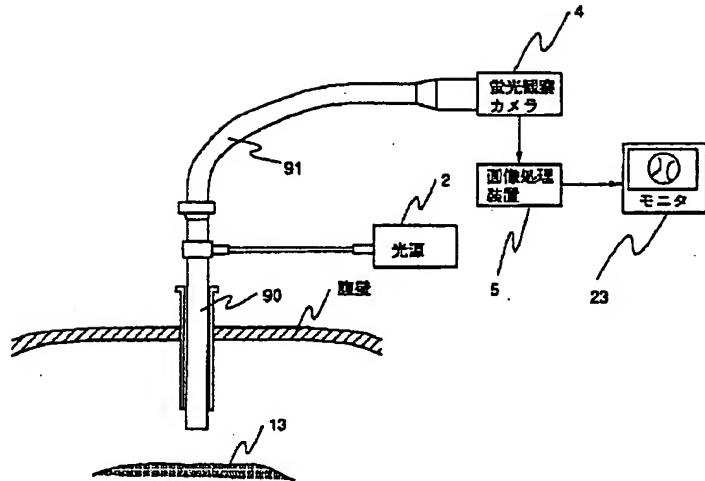
【図24】



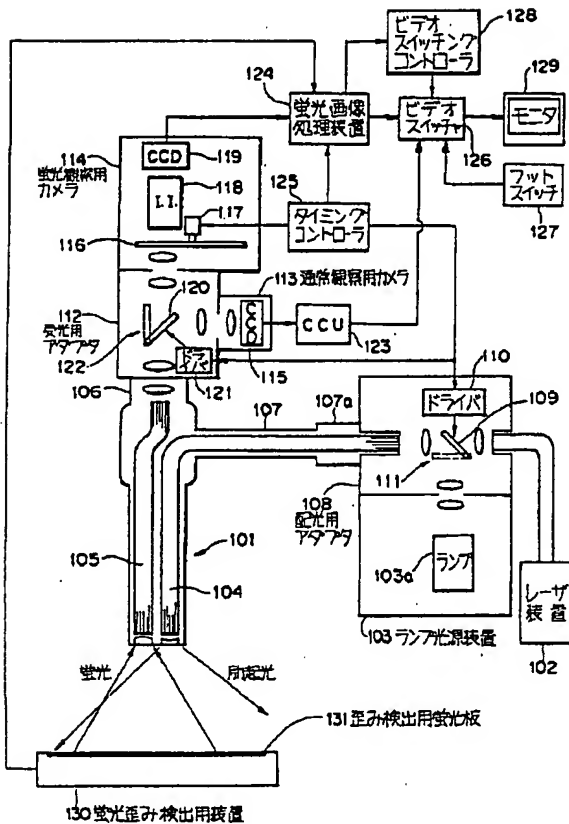
【図12】



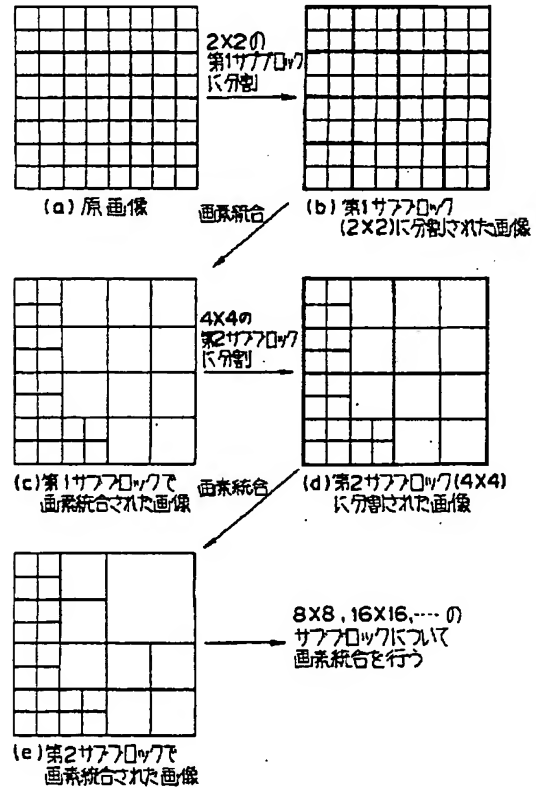
【図13】



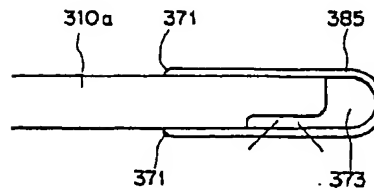
【図14】



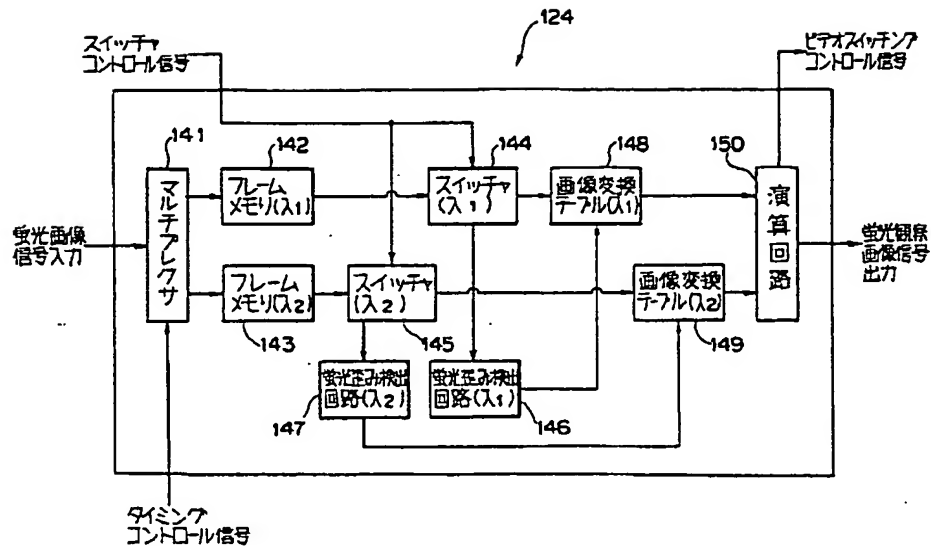
【図16】



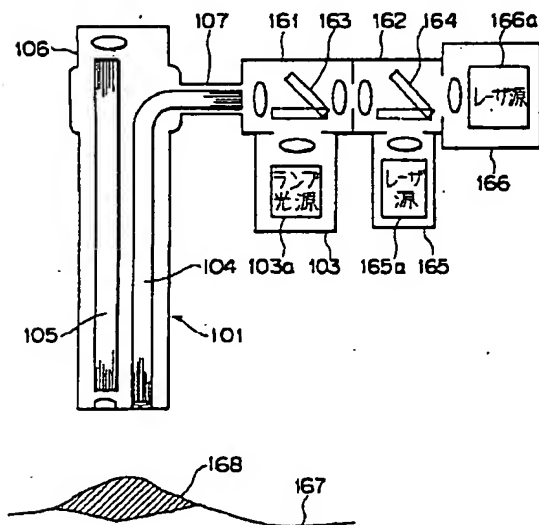
【図29】



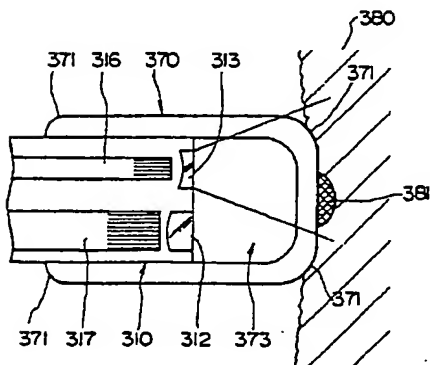
【図15】



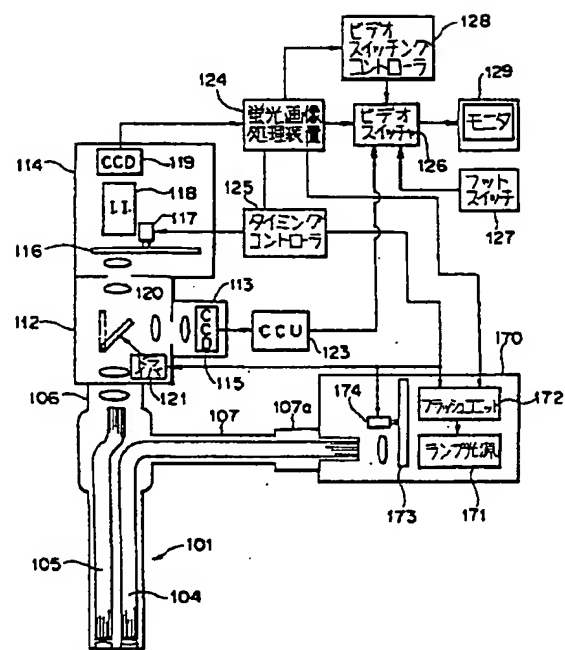
【図17】



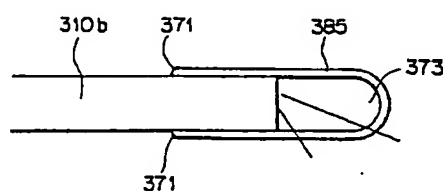
【図28】



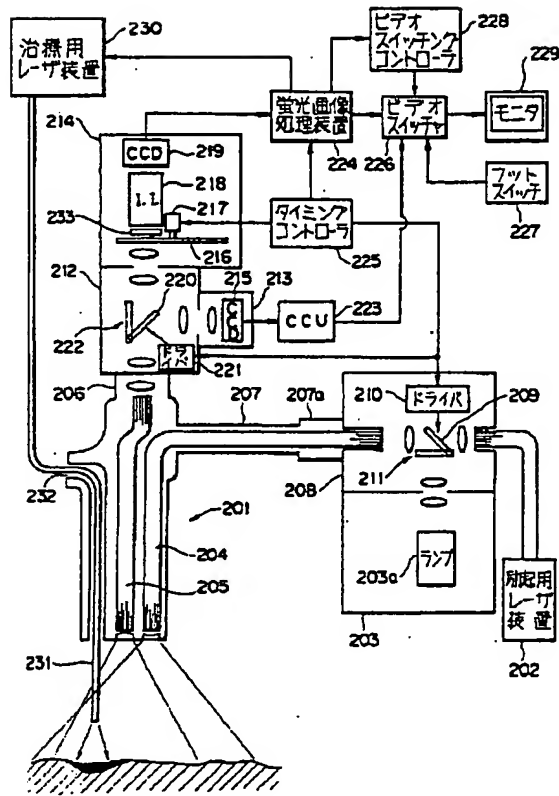
【図18】



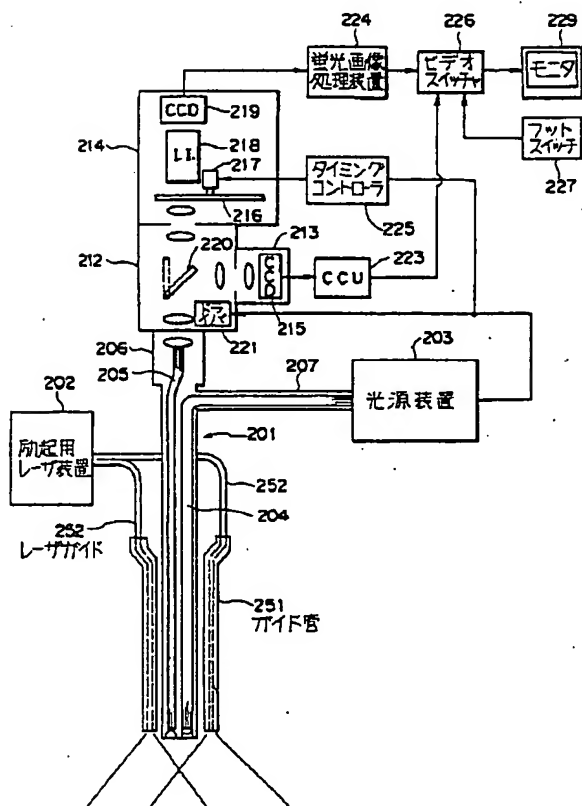
【図30】



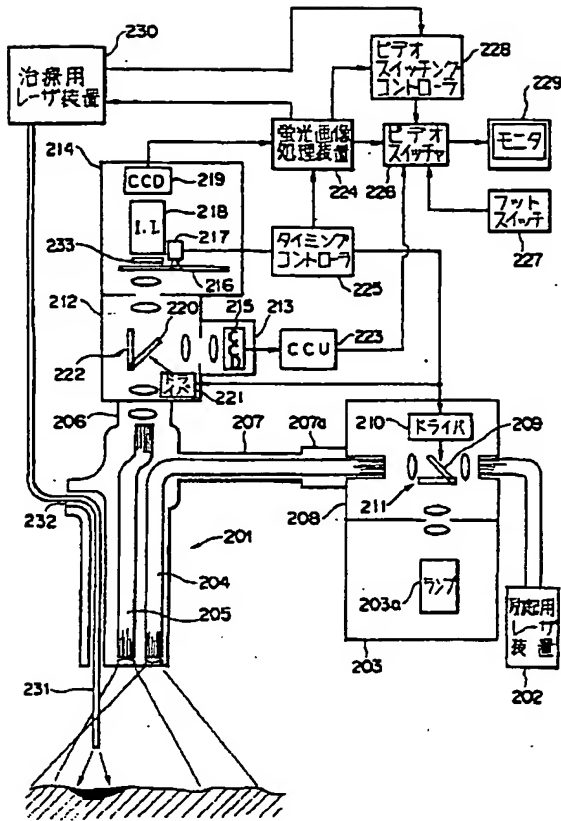
【図 20】



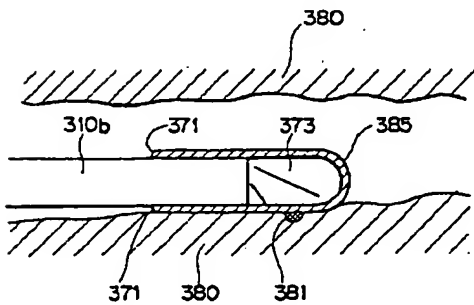
【図 23】



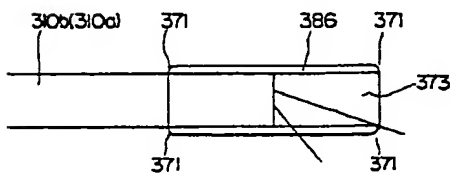
【図 21】



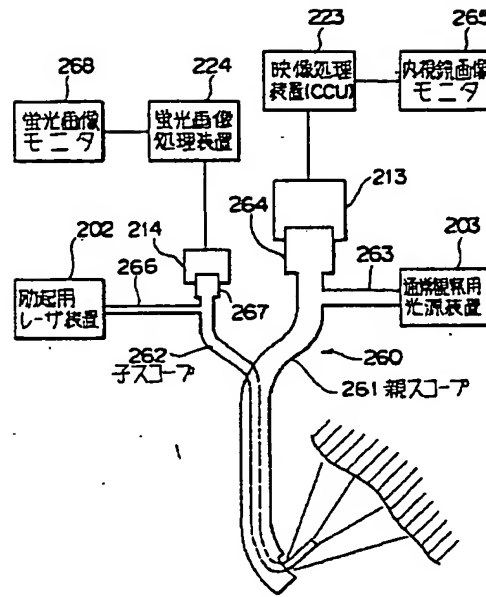
【图 3 1】



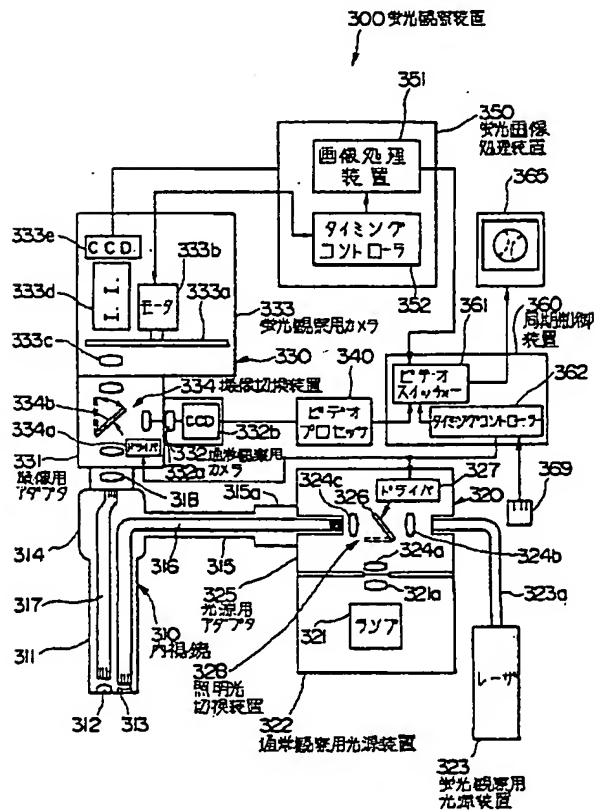
【図 3 2】



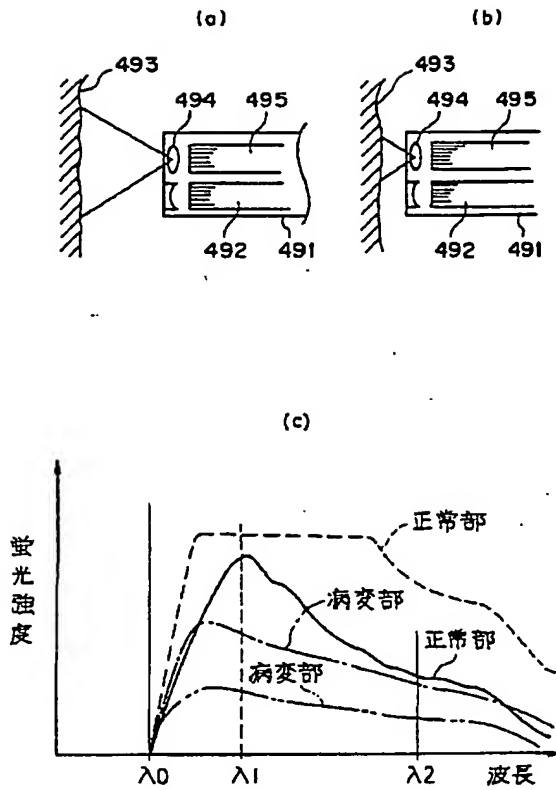
【圖 25】



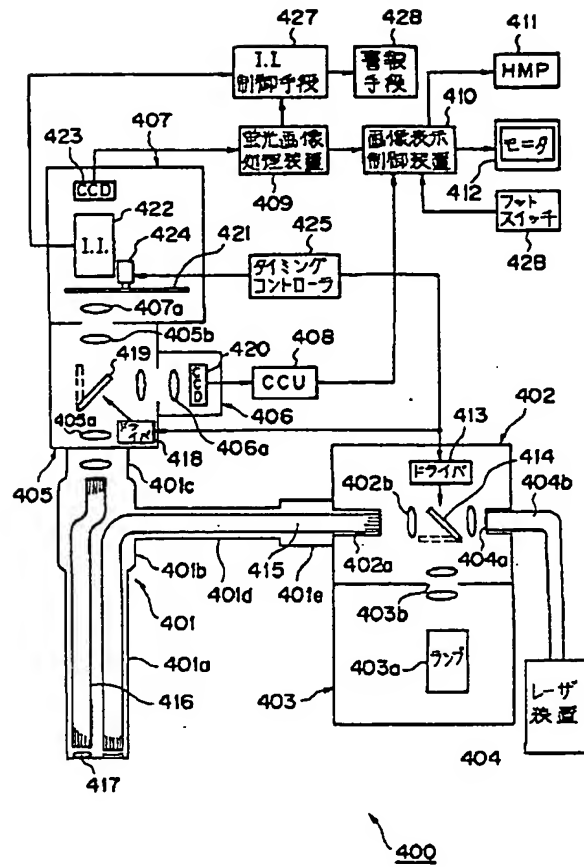
【图 26】



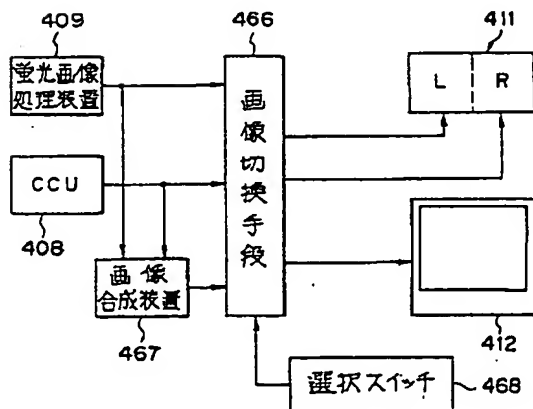
【図 38】



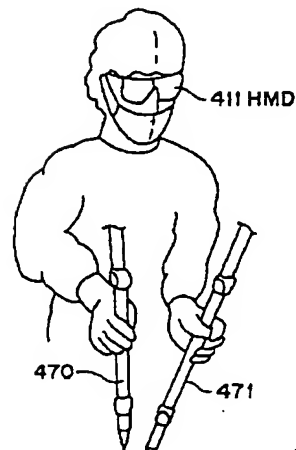
【图 39】



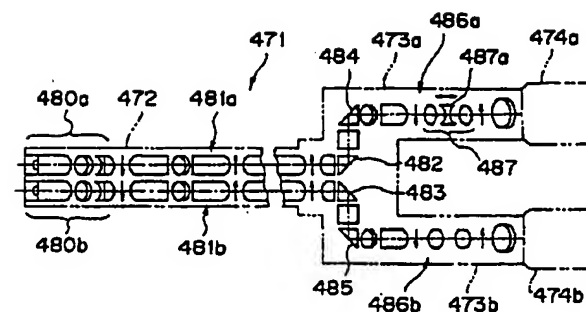
【図 40】



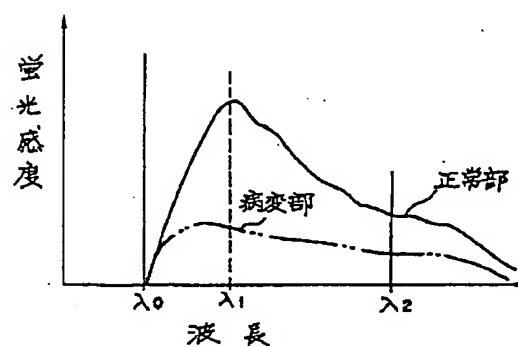
【圖 4 4】



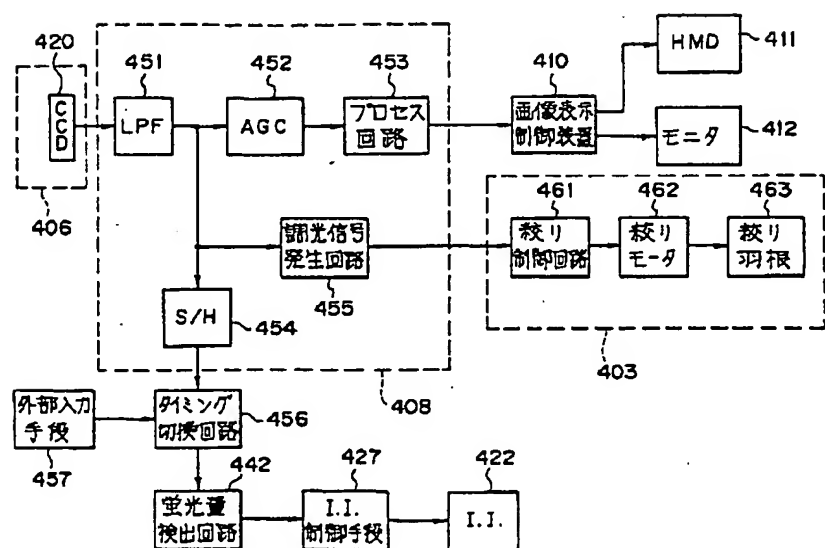
【図 45】



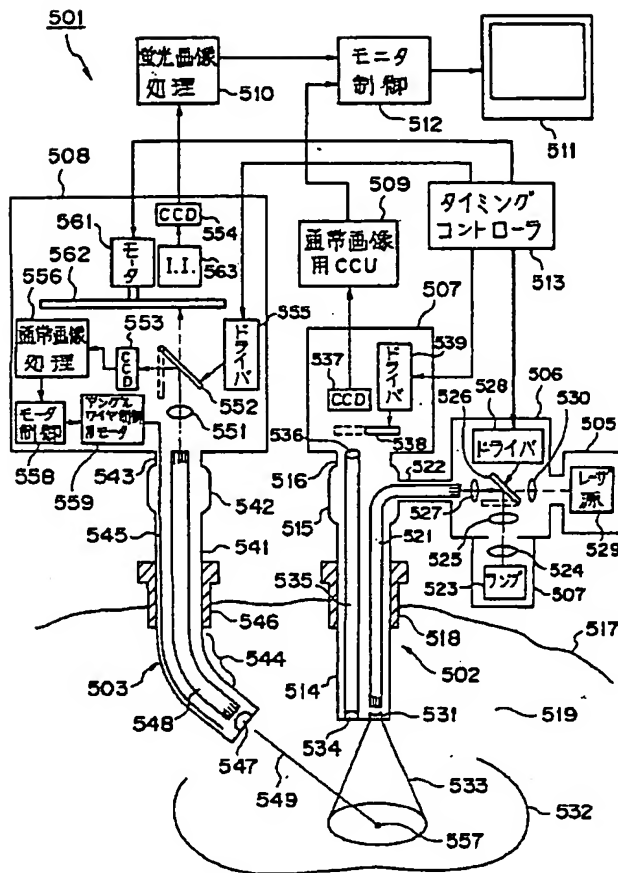
【圖 48】



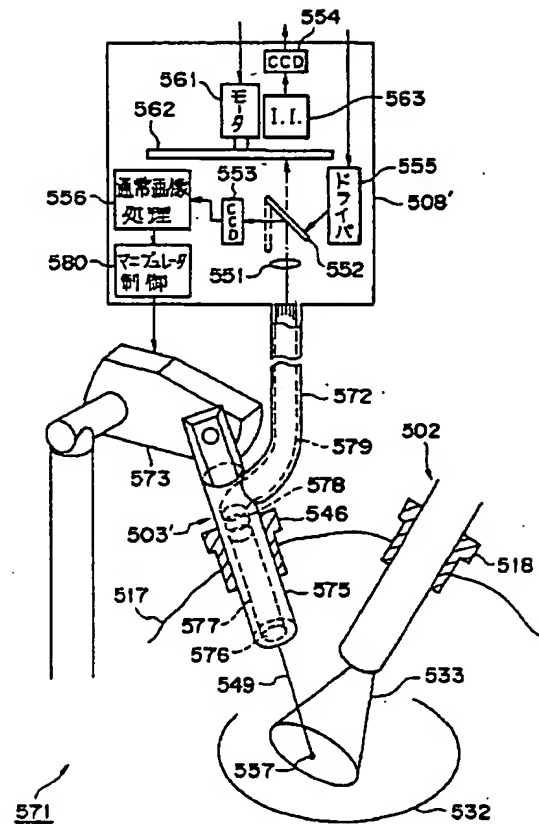
【図 4 3】



【図 46】



【図 47】



フロントページの続き

- (72) 発明者 飯田 雅彦
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72) 発明者 竹端 榮
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72) 発明者 大明 義直
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

- (72) 発明者 真貝 成人
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72) 発明者 中村 一成
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72) 発明者 鷺塚 信彦
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内